

Laboratorní defibrilační přístroj

Laboratory defibrillator

Bc. Dominik Jiřík

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

Ostrava, 2021

Abstrakt

Cílem této diplomové práce bylo z modulu CS4056 by Corscience vytvořit funkční prototyp externího defibrilátoru pro bezpečné použití ve školním prostředí. Diplomová práce se zprvu zabývá o vlivu elektrického proudu na lidský organismus. Dále se zabývá prostudováním problematiky týkající se defibrilačních přístrojů a jejich funkcemi s podrobným rozebráním. V praktické části je řešeno postupné realizování kompletace funkčního defibrilačního přístroje spolu s vytvořením softwaru realizovaného v programu LabVIEW. Na závěr dochází k porovnání měření defibrilačních impulzů na testeru defibrilátorů FLUKE IMPULZE 7000dp spolu s komerčními přístroji a následném vyhodnocení naměřených hodnot.

Klíčová slova

elektrický proud; defibrilace; defibrilátor; modul; LabVIEW; analýza

Abstract

The aim of this diploma thesis was to create a functional prototype of an external defibrillator for safe use in a school environment from the CS4056 by Corscience module. This diploma thesis first deals with the effects of electric current on the human body. It also studies the issues related to defibrillation devices and their functions with a detailed analysis. The practical part deals with the progressive completion of a functional defibrillation device together with the creation of a software implemented in the LabVIEW program. At the end, the measurement of defibrillation pulses on the tester of defibrillators FLUKE IMPULZE 7000dp is compared to commercial devices with the resulting evaluation of the measured values.

Key words

electric current; defibrillation; defibrillator; module; LabVIEW; analysis

Poděkování

Velice rád bych poděkoval svému vedoucímu diplomové práce panu prof. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady při zhotovení této diplomové práce. Dále bych rád poděkoval své přítelkyni za trpělivost při tvorbě práce a taktéž své rodině.

Obsah

Seznam použitých zkratk	6
Seznam obrázků	7
Seznam tabulek	9
Úvod	10
1 Seznámení se s účinky elektrického proudu na lidský organismus	11
1.1 Nebezpečí účinku elektrického proudu	12
1.2 Využití elektrického proudu v medicíně	13
1.3 Akční potenciál	13
1.4 Průběh akčního potenciálu na pracovním myokardu	13
1.5 Převodní systém srdeční	14
1.6 EKG křivka	15
1.7 Časté patologické stavy na srdci	16
2 Seznámení se s defibrilačními přístroji a jejich funkcí	18
2.1 Historie defibrilace	18
2.2 Defibrilace	18
2.3 Typy defibrilátorů	19
2.4 Rozdělení defibrilátorů podle velikosti impulsu	20
2.5 Rozdělení defibrilátorů dle konstrukce výbojů	20
2.6 Typy impulsů	23
3 Seznámení se s modulem CS4056 by Corscience	25
3.1 Module CS4056 by Corscience	25
3.2 Popis modulu	25
3.3 Technické parametry	26
3.4 Komunikační UART protokol	27
3.5 Vnitřní struktura softwarového modulu	28
4 Sestavení a kompletace funkčního defibrilačního přístroje	29
4.1 Kondenzátor	29
4.2 Zdroj	30
4.3 Převodník MM232R	30
5 Návrh a realizace ochranného krytu a přípojných míst defibrilátoru	31
6 Realizace softwarového ovládání činnosti defibrilátoru a jeho naprogramování	33
6.1 LabVIEW	34

6.2	Programování	34
6.3	Zpracování programu	35
6.4	Jednotlivá subVI.....	35
6.5	Diagram datových toků	40
6.6	Uživatelské rozhraní (Čelní panel)	41
6.7	Blokový diagram hlavního programu	41
7	Provedení testů na testeru defibrilátorů.....	44
8	Realizace srovnávacích měření na komerčních přístrojích	49
8.1	FUKUDA DENSHI PS-55	49
8.2	PHILIPS HEARTSTART XL	50
8.3	PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1	52
9	Zpracování a vyhodnocení výsledků.....	54
Závěr		57
Literatura		58
Seznam příloh.....		60
Přílohy.....		61

Seznam použitých zkratk

AED	Automatický externí defibrilátor
AP	Akční potenciál
AV	Atrioventrikulární uzel
BPM	Počet úderů srdce za minutu
EKG	Elektrokardiograf
GUI	Grafické uživatelské rozhraní
IEC	Mezinárodní elektrotechnická komise
ICHS	Ischemická choroba srdeční
KMP	Klidový membránový potenciál
MSP	Mikrokontroler pro smíšené signály
PLD	Programovatelný logický obvod
PPP	Point to Point protokol
SPI	Sériové periferní rozhraní
TCP	Primární přenosový protokol
UART	Univerzální asynchronní přijímač/vysílač

Seznam obrázků

Obrázek 1 Průběh AP na srdeční buňce [3]	14
Obrázek 2 Převodní systém srdeční [19]	14
Obrázek 3 EKG křivka [7]	15
Obrázek 4 Ischemická choroba srdeční [25].....	16
Obrázek 5 Fibrilace na EKG křivce [10]	17
Obrázek 6 První prototyp defibrilačního přístroje [26]	18
Obrázek 7 Zásah kardioverteru [13].....	20
Obrázek 8 Výboj defibrilátoru s tlumivkou [10]	21
Obrázek 9 Schéma kondenzátorového defibrilátoru s tlumivkou [13]	21
Obrázek 10 Výboj defibrilátoru se zpožďovacím vedením [10]	22
Obrázek 11 Schéma kondenzátorového defibrilátoru se zpožďovacím vedením [13]	22
Obrázek 12 Princip vytváření lichoběžníkového impulsu [13]	22
Obrázek 13 Porovnání lichoběžníkového výboje s výbojem s tlumivkou [10]	23
Obrázek 14 Porovnání výbojů [13]	24
Obrázek 15 Module CS4056	25
Obrázek 16 Schématický popis hardware [18]	26
Obrázek 17 Průběh procesu [18].....	28
Obrázek 18 Kondenzátor KEMET [22]	29
Obrázek 19 Převodník MM232R [24]	30
Obrázek 20 Koncept	31
Obrázek 21 Uchycení kondenzátoru k držáku.....	31
Obrázek 22 Pohled na laboratorní defibrilátor z vrchní strany	32
Obrázek 23 Konektory připojení	32
Obrázek 24 Komunikace v programu RealTerm	33
Obrázek 25 Blokové schéma komunikace	34
Obrázek 26 subVI (Zápis).....	35
Obrázek 27 CRC + Octet-Stuffing.....	36
Obrázek 28 Ikona subVI (Zápis) s konektory	36
Obrázek 29 subVI (Čtení).....	37
Obrázek 30 Ikona subVI (Čtení) s konektory	37
Obrázek 31 subVI Čekání na data+ Ikona	38
Obrázek 32 subVI Payload make selftest + Konektor	39
Obrázek 33 subVI (Parametr výboje)+ Konektor	39
Obrázek 34 Diagram	40
Obrázek 35 Přední panel programu	41
Obrázek 36 První část hlavního programu	42
Obrázek 37 Nastavování parametru defibrilačního výboje.....	42
Obrázek 38 Smyčka příkazů.....	43
Obrázek 39 Měření výboje na testeru defibrilátorů	44
Obrázek 40 Defibrilační výboj při 30 J	47
Obrázek 41 Defibrilační výboj při 50 a 100 J	47
Obrázek 42 Defibrilační výboj při 250 J	48

Obrázek 43 Defibrilační výboj při 300 J	48
Obrázek 44 FUKUDA DENSHI FC-550.....	49
Obrázek 45 Philips HEARTSTART XL.....	50
Obrázek 46 PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1.....	52
Obrázek 47 Srovnání naměřených defibrilačních výbojů	54

Seznam tabulek

Tabulka 1 Elektrické vlastnosti	11
Tabulka 2 Účinky elektrického proudu na organismus [1]	12
Tabulka 3 Fyzikální vlastnosti [18]	26
Tabulka 4 Impedanční kontrola spojení elektroda-kůže	27
Tabulka 5 Nastavení módů [18]	27
Tabulka 6 Struktura řetězce	28
Tabulka 7 Parametry kondenzátoru KEMET	29
Tabulka 8 Parametry zdroje CINCON TRH160A120	30
Tabulka 9 Příkaz Make_selftest s payload	38
Tabulka 10 Přehled hodnot defibrilačního impulsu na modulu CS4056	45
Tabulka 11 Tabulka parametrů výboje FUKUDA DENSHI FC-550	49
Tabulka 12 Přehled hodnot defibrilačního impulsu Philips HEARTSTART XL	51
Tabulka 13 Přehled hodnot defibrilačního impulsu Primedic Defimonitor XD1	52
Tabulka 14 Doby defibrilačních výbojů	55
Tabulka 15 Porovnání doby nabíjení kondenzátorů	55
Tabulka 16 Porovnání defibrilátorů v změřených proudových hodnotách	56

Úvod

První snaha obnovit srdeční činnost je datována na konec 19 století, kdy se zjistilo, že fibrilaci je možné zastavit působením střídavého proudu na srdce. O mnoho let později roku 1947 se úspěšně provedla první elektrická defibrilace za pomoci střídavého proudu na malém čtrnáctiletém chlapci s fibrilací komor. Tento úspěch způsobil následný raketový vzestup vývoje defibrilačních přístrojů. Ovšem bez znalostí účinků elektrického proudu na lidský organismus, by nebylo možné úspěšně tento trend zkoumat. Proto se ze začátku v diplomové práci věnuji nejprve těmto účinkům a využití elektrického proudu na lidský organismus spolu s informacemi o převodním systému srdečním a jeho patologických stavech. Se znalostí těchto synergií lze pak jednodušeji pochopit a popsat princip defibrilace. Defibrilátory jsou popsány dle typů použití, jejich konstrukce a typech defibrilačních výbojů.

Cílem této diplomové práce bylo vytvoření funkčního laboratorního defibrilačního přístroje. Práce se proto nejdříve zabývá modulem CS4056 od firmy Corscience. Jelikož byl modul dodán jen jako základní deska, bylo zde nutné dovybavit modul o potřebné komponenty a vyrobit ochranný kryt defibrilátoru tak, aby z něj byl ve výsledku funkční a konstrukčně doladěný, bezpečný laboratorní terapeutický prostředek.

Aby bylo možné laboratorní defibrilační přístroj ovládat, bylo nutné vytvoření ovládacího programu, který byl vyvinut ve vývojovém prostředí LabVIEW. V dalším kroku, už bylo možné podávat defibrilační výboje a analyzovat je za pomoci testeru defibrilátorů Fluke 7000dp. Na závěr došlo k porovnávacím měřením s komerčními přístroji Fukuda Denshi FC-550, Philips Heartstart XL a Primedic Defimonitor XD1, spolu se zhodnocením defibrilačních výbojů.

1 Seznámení se s účinky elektrického proudu na lidský organismus

Elektrický proud je usměrněný pohyb volně elektricky nabitých částic elektronů nebo iontů. Nejčastěji používané vodiče jsou kovy (vodiče 1. řádu), ve kterých se mohou volně pohybovat elektrony uvolněné z elektronových obalů atomů. Další typ vodiče jsou ionty (vodiče 2. řádu), zde jsou kladně i záporně nabitě částice, kterými jsou kationy a aniony.

Průnik proudu do organismu může být ze zevních zdrojů nebo může sám vzniknout v lidském organismu jako výsledek dějů na membránách buněk vzrušivých tkání a orgánů. Proto se elektrické děje v tkáních a orgánech člověka studují ze dvou pohledů. Tím prvním jsou tzv. pasivní elektrické vlastnosti, což je chování orgánů a tkání v elektrickém poli. Dalším sledovaným směrem jsou elektrické jevy, které vznikají například při činnosti srdce, mozku a podobné signály. Tyto jevy jsou takzvané aktivní elektrické vlastnosti. [2]

Tabulka 1 Elektrické vlastnosti

Pasivní elektrické vlastnosti	Aktivní elektrické vlastnosti
Sledování elektrické dráždivosti tkání	Elektrokardiogram
Iontoforéza	Elektroencefalogram
Galvanizace	Elektromyogram
Defibrilace	Elektrohysterogram
Kardiostimulace	Elektroretinogram

Nehomogenní prostředí tkáně v lidském těle je složitým vodičem elektrického proudu, protože při průchodu tkáněmi proud prochází prostředím různého chemického složení a struktury těla, jakými jsou mezibuněčné prostředí, buněčné membrány a cytoplazmy buněk. Každé prostředí lidského těla je charakterizováno určitou měrnou vodivostí. Tkáň si lze představit jako suspenzi buněk v mezibuněčné tekutině, která se v elektrickém poli jeví jako suspenze nevodivých tělísek v roztoku elektrolytu.

Buněčné membrány mají podobné chování jako biologické kondenzátory. Proto jejich odpor se vzrůstající frekvencí střídavého proudu klesá. Jejich plošná kapacita se pohybuje okolo $1 \mu\text{F}/\text{cm}^2$. Řada molekul v lidském těle má i vlastnosti podobné elektrickým dipólům, molekuly jsou z hlediska rozložení elektrického náboje vektorově rozházené, ale působením vnějšího elektrického pole mění svoji orientaci a zaujmou polohu ve směru siločar. Stejnoseměrný a střídavý proud se do těla dostává cestou co nejmenšího odporu, jakými mohou být vlasové folikuly nebo vývody z potních žláz. Pohyb dále v organismu už mají ale oba proudy rozdílný. [2]

Při průchodu stejnosměrného elektrického proudu tkání organismu, klade odpor zejména buněčná membrána, kterou prochází jen asi 2 % až 3 % celkového proudu. Odpor zde kladou také vazivové blány a tuková tkáň. Lepšími vodiči jsou mezibuněčné tekutiny a prostředí, kde se nacházejí elektrolyty. Stejnoseměrný proud proto nejlépe dokáže vést krev, mozkomíšní mok a svaly. U nízkofrekvenčního střídavého proudu je už měrná vodivost buněčných membrán výrazně nižší než měrná vodivost mezibuněčného prostředí a cytoplazmy buněk, protože odpor buněčných membrán klesá se vzrůstající frekvencí střídavého proudu. Vysokofrekvenční střídavý proud už snižuje kapacitní složku odporu buněčných membrán, a proto se také uplatňuje přechod přes buněčné membrány a tím může vysokofrekvenční proud snadněji procházet i cytoplazmou. [2]

1.2 Nebezpečí účinku elektrického proudu

Nebezpečí účinku elektrického proudu na lidském organismu závisí na druhu proudu. Působení stejnosměrného proudu na lidský organismus je méně nebezpečné než působení střídavého, protože při průchodu střídavého proudu se srdce snaží přizpůsobit frekvenci. Obzvláště nebezpečné jsou frekvence 10–500 Hz, kdy srdce mechanicky zvládá kontrakci buněk, což může způsobit fibrilaci. Jako bezpečný proud se u stejnosměrného udává velikost do 10 mA a pro proud střídavý 3,5mA.

Tabulka 2 Účinky elektrického proudu na organismus [1]

0,5 až 1 mA	Práh vnímání proudu
1 až 8 mA	Podráždí nerv, vznikají záškuby svalstva
6 až 15 mA	Vzniká tetanická křeč, kde se svaly nedají uvolnit
25 mA	Tetanická křeč dýchacího svalstva
60 mA	Nastává chvění srdeční komory, přechodová zástava srdce
Nad 80 mA	Vzniká trvalá zástava srdce

Dále je důležitá aktuální impedance lidského těla, ta je vždy rozdílná a dána aktuálním fyziologickým stavem pacienta. Pohybuje se v rozmezí 1000 Ω až 10000 Ω . Také je důležité, kde protéká elektrický proud tělem. Nejvíce rizikovou cestou proudu je směr: hlava/noha, hlava/ruka. To je to dáno tím, že proud protéká kolem mozkového centra. Dalším nebezpečným směrem je levá ruka / pravá ruka, levá ruka/levá noha. Proud tedy prochází přímo přes srdce a tím značně roste riziko jeho paralyzace.

Doba účinku průchodu proudu by měla být co nejkratší, protože zde existuje riziko, že proud zasáhne do vulnerabilní fáze srdeční, kdy je srdce mimořádně náchylné k srdeční zástavě. Proto platí, čím kratší proud, tím nižší riziko zásahu do této fáze. Velikost napětí také způsobuje zvýšení nebezpečí účinku elektrického proudu. Při nízké velikosti dotykového napětí se za normálních okolností pokožka chová jako nedokonalý izolační obal lidského těla, ovšem působením vyššího napětí, než je zhruba 60 V, tuto vlastnost rychle ztrácí a rapidně se zvyšuje nebezpečí úrazu. [1]

1.3 Využití elektrického proudu v medicíně

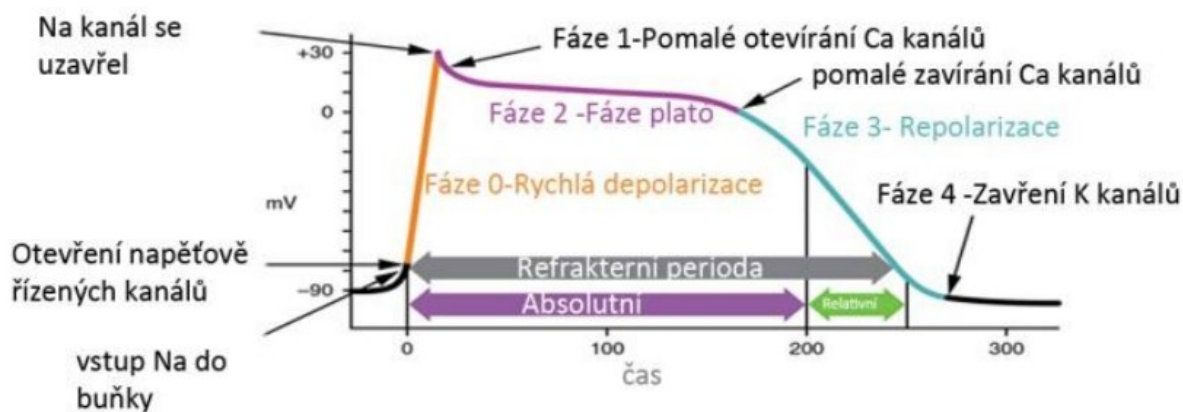
- **Stejnoseměrný proud** – je tvořen převážně pohybem iontů a částečně i pohybem elektricky nabitých koloidních částic. Průchodem stejnosměrného proudu v tkáních dochází hlavně k elektrolytickým změnám. To můžeme využít například u galvanoterapie, iontoforézy nebo elektroforézy.
- **Střídavý proud o nízké frekvenci** – způsobuje především dráždivost, používá se k diagnostickým i terapeutickým účelům. Používá se u vyšetřování motorických nervů a svalů, neurostimulaci, elektrostimulaci dýchání, defibrilaci, kardiostimulaci.
- **Vysokofrekvenční proud** – převážně frekvence větší než 100kHz, nemají již dráždivé účinky, protože působící impuls trvá mnohem kratší dobu, než je doba potřebná k vyvolání podráždění. Vysokofrekvenční proud působí především terapeuticky, a to tepelným účinkem. Jeho rozšířenost je značná, protože je jen málo nemocí, kde by aplikace tepla byla škodlivá. Využití je například krátkovlnná/ultrakrátkovlnná diatermie, často se používá i u elektrochirurgie. [2]

1.4 Akční potenciál

Akční potenciál je projevem změny klidové rovnováhy (změna polarizace) na membráně. Změna je způsobena šířícím se napětím, které dokáže změnit aktivitu napěťově řízených iontových kanálů. K tomuto vzniku AP musí být splněny určité podmínky jako jsou dostatečný počet napěťově řízených kanálů v KMP, které čekají na svou aktivaci a nadprahový podnět, který se řídí pravidlem „všechno nebo nic“. To znamená, že elektrický podnět musí být vyšší než prahový podnět. Pokud je podnět slabší, buňka nereaguje. [2], [28]

1.5 Průběh akčního potenciálu na pracovním myokardu

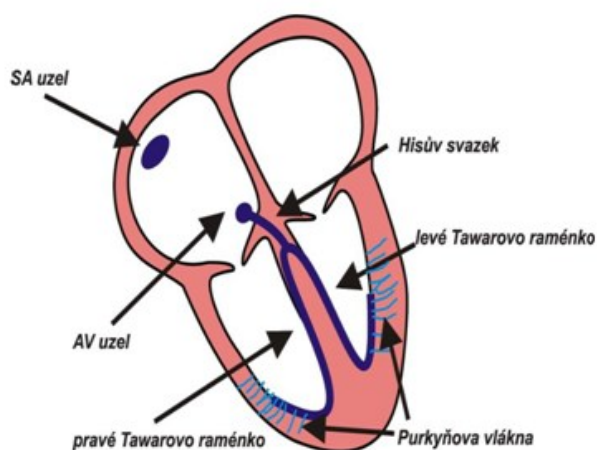
Při KMP dojde k prahovému podnětu, který způsobí akční potenciál a ten má za následek otevření napěťově řízených kanálů, čím dojde k depolarizaci a následnému překmitu do kladných napěťových hodnot. Dochází k uzavření napěťově řízených kanálů. Nastává fáze plató a pomalému otevírání Ca kanálů, aby se prodloužila refrakternost, následně dojde k pomalému zavírání Ca kanálů a k repolarizaci. Při repolarizaci je nyní možná relativní refrakternost, takže je možné přivolat další AP při vyšším podnětu, ale tento jev je už patologický. [29]



Obrázek 1 Průběh AP na srdeční buňce [3]

1.6 Převodní systém srdeční

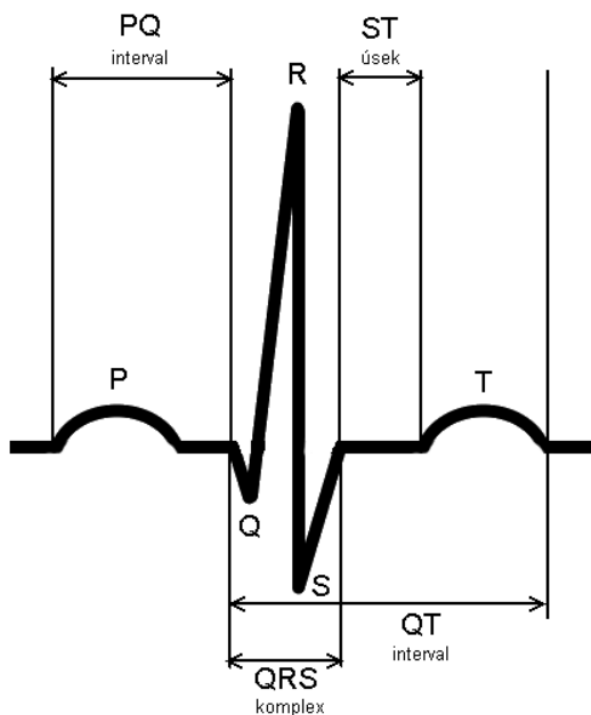
Srdce je řízeno elektrickými impulsy, které se šíří svalovinou myokardu srdce, díky tzv. elektrickému převodnímu systému. Ten tvoří speciální buňky (kardiomyocyty), které mají schopnost buď autonomně vytvářet vzruchy a dále je rozvádět, a hlavně také jejich primární schopností je kontrakce. Na začátku převodního systému srdečního je sinoatriální uzel (SA), který se nachází pod epikardem v horní části pravé síně blízko ústí horní duté žíly, přichází do něj vzruchy a tím je primárním pacemakerem. Impulz se šíří svalovinou síní směrem z vnějšku dovnitř k atrioventrikulárnímu uzlu (AV), který se nachází pod endokardem. Zde dojde k velmi pomalému vedení vzruchu, čímž dochází k žádanému zdržení, kdy se dokončí kontrakce síní a následně může začít kontrakce komor. AV uzel je napojen na Hissův svazek, který zabezpečuje elektrické spojení síní a komor, na něj navazují Tawarova raménka, která se rozdělují na pravé a levé. V levé komoře jsou raménka dvě, kvůli potřebné robustnosti levé komory. Z Tawarových ramének vycházejí Purkyňova vlákna, která rozvádí vzruch na pracovní myokard. [5], [29]



Obrázek 2 Převodní systém srdeční [19]

1.7 EKG křivka

Snímá elektrickou aktivitu srdce, má typizovaný průběh a každá odchylka od něj je cennou diagnostickou veličinou. Na křivce rozlišujeme vlny, kmity, úseky a intervaly.



Obrázek 3 EKG křivka [7]

Vlna P – vzniká činností SA uzlu a je projevem elektrické depolarizace síní.

P-Q interval – začíná depolarizací síní a končí počátkem depolarizace komor.

P-Q úsek – značí zpoždění u AV uzlu a Hisova svazku.

QRS komplex – je trojúhelníkový kmit doprovázející depolarizaci komor.

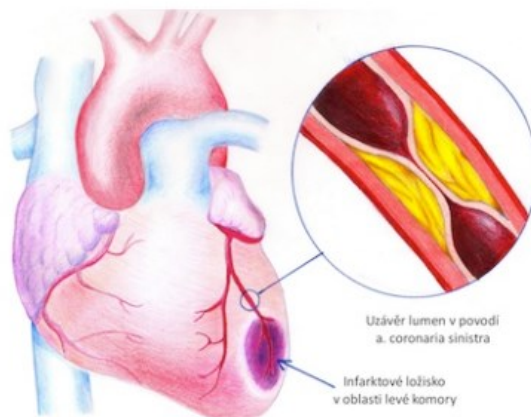
T vlna – značí repolarizaci komor a vulnerabilní fázi

Q-T interval – odpovídá trvání depolarizace a repolarizace komor

S-T úsek – fáze takzvané plateau. V myokardu nedochází k žádným elektrickým změnám. [6]

1.8 Časté patologické stavy na srdci

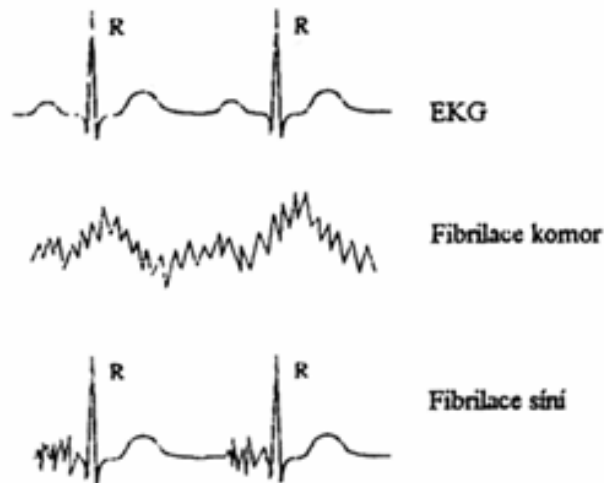
- **Ischemická choroba srdeční** – onemocnění z nedostatečného krevního zásobení některých oblastí srdečního svalu, které způsobuje onemocnění věnčitých tepen. Zapříčiňuje to ateroskleróza, kdy dochází k ukládání tuků do stěn cév a jejich částečnému nebo celkovému ucpání. Dochází díky tomu k nedokrvení a následném snížení srdečního výkonu. Akutní formou ischemické choroby srdeční je akutní infarkt myokardu. [8], [25]



Obrázek 4 Ischemická choroba srdeční [25]

- **Poruchy chlopní** – nejčastěji Insuficience (nedomykavost) spojená s následným zpětným tokem a stenóza (zúžení). Zpětný tok vede k poklesu tlaku. Srdeční oddíly jsou kvůli tomu přetěžovány nadměrným objemem a tím dochází k jejich rozšiřování a zbytnění svaloviny. U stenózy dochází k nedostatečnému průtoku krve přes chlopeň. Často jsou poruchy chlopní kombinované, takže obsahují i insuficienci i stenózu. Neléčené stavy vedou k srdečnímu selhání. [11]
- **Iontové dysbalance** – činnost ovlivňují hladiny iontů. Nejdůležitějšími ionty při kontrakci srdečního svalu jsou K^+ , Ca^{2+} , Na^+ . Draslík udržuje hodnotu prahu membránového potenciálu. Pokud je ho více (Hyperkalemie) dojde k poruše jeho homeostázy a tím zapříčiňuje, že se KMP stává méně negativní. To může způsobit snazší vyvolání nechtěných podnětů a následně vznikající parestezie, paralýzy a v těžké formě i zástavy srdce. Pokud je draslíku méně (Hypokalemie), tak se prodlužuje vedení vzruchu a tím zhorší automacie srdce. Závažnější forma vyvolá maligní komorové arytmie s fibrilací komor. Vápník má vliv především na neuromuskulární dráždivost. Jeho pokles povede k vyšší dráždivosti, nárůst naopak stabilizuje membrány a snižuje dráždivost buněk. Při hyperkalcemické krizi se objevuje zmatečnost, bezvědomí nebo i zástava srdce v systole. Zkracuje délku AP, což se na EKG křivce projeví zkrácením intervalu QT. [11]
- **Arytmie** – značí poruchu srdečního rytmu. Ve většině případů se jedná o postižení převodního systému. Arytmie se klasifikují podle poruch (tvorby vzruchu, vedení vzruchu, kombinované), podle místa, kde vznikají (sinusové, supra ventrikulární, komorové), podle srdeční frekvence (bradykardie, tachykardie) a klinické závažnosti (benigní, maligní). Arytmie vznikají nejčastěji kvůli ICHS, dále můžou vzniknout kvůli iontovým poruchám (acidobazické rovnováhy, myokardu) nebo je můžou způsobit drogy i léky. Nejčastější arytmií je fibrilace síní, kdy se jedná o tzv. tachyarytmii. Fibrilace je stav, kdy jednotlivá vlákna srdečního svalu se stahují nekoordinovaně. Při fibrilaci síní se stahují síňové svalové buňky nepravidelně a neúčinně s frekvencí až

500 BPM. Srdce zvládá čerpat krev do krevního oběhu bez síňového příspěvku, ale minutový oběh se sníží až o jednu třetinu. Nastane-li fibrilace komor, tak se svalovina nestahuje, pouze se nepravidelně chvěje. V tomto stavu srdce přestává čerpat krev do krevního oběhu. Pokud není v krátké době fibrilace odstraněna, začíná nenávratné poškození mozku a postižený umírá. [9]



Obrázek 5 Fibrilace na EKG křivce [10]

- **Hypertenze** – je opakované naměření zvýšeného krevního tlaku o hodnotě vyšší než 140/90 mmHg, prokázané u dvou ze tří měření u doktora. Neléčený stav přetíží levou komoru, která následně hypertrofuje a z dlouhodobého hlediska ohrožuje srdečním selháním. Příčiny vzniku jsou buď primární nebo sekundární. U primární hypertenze, která je nejčastější, se jedná o multifaktoriální onemocnění bez známé organické příčiny. U sekundární hypertenze je zvýšení tlaku zjistitelné např. endokrinní onemocnění, poškození ledvin, nebo syndrom spánkové apnoe. [11]

2 Seznámení se s defibrilačními přístroji a jejich funkcí

2.1 Historie defibrilace

První snahy obnovit srdeční činnost se datují na konec 19. století. Tehdy se zjistilo, že fibrilaci je možné vyvolat působením střídavého proudu na srdce. První úspěšná elektrická defibrilace byla popsána v roce 1947, kdy chirurg Claude Beck použil interně při otevřeném hrudníku defibrilaci výbojem střídavého proudu k resuscitaci čtrnáctiletého chlapce s fibrilací komor.



Obrázek 6 První prototyp defibrilačního přístroje [26]

Na obrázku je jeden ze tří známých prvních prototypů defibrilačního přístroje od chirurga Claude Beck, který úspěšně resuscitoval 14letého chlapce. Přístroj byl vyroben v roce 1947. Skládá se z transformátoru, který izoloval od napájecího napětí 110 V, variabilního rezistoru, kde se reguloval proud na bezpečnou hodnotu pro srdce a lžičkové elektrody s dřevěnými rukojetěmi.

V roce 1956 byla provedena první úspěšná externí defibrilace člověka. V Československu se defibrilaci věnoval doc. MUDr. Bohumil Peleška, DrSc. Zkoumal defibrilaci na modelu testování účinnosti a neškodnosti defibrilačního impulsu na psech. Laboratorní pokusy probíhaly v celkové anestezii po uměle vyvolané fibrilaci srdečních komor proudem ze sítě. Peleška „roztáhl“ kondenzátorový impuls zařazením elektrické indukce do okruhu. Indukční cívka energii během výboje střádala a po jeho ukončení ji vydávala zpět v opačné polaritě. Tak vznikl „Peleškův“ defibrilační výboj. Z pokusů, které dělal, poté vytvořil tzv. Peleškovy zákony defibrilace, kterými se řídíme dodnes. V roce 1979 v USA představili první automatický externí defibrilátor AED, rok poté ho začali používat i první nemocnice. [12], [13], [27]

2.2 Defibrilace

Nejúčinnějším prostředkem pro odstranění fibrilace síní a komor je elektrický výboj. Při použití dostatečně vysokého proudového impulsu na srdeční sval z většiny případů nastává obnova koordinované činnosti svalových vláken. Přístroj, který tento impuls vytváří se nazývá defibrilátor. O velikosti proudu potřebného k účinné defibrilaci rozhoduje tvar a šířka defibrilačního pulsu, dále je nezanedbatelná i délka proudového impulsu. V případě fibrilace síně se používá synchronizovaná defibrilace. Při tomto způsobu defibrilace se s jistým časovým zpožděním po QRS komplexu podá defibrilační impuls. Tím se zabránilo, abychom defibrilační impuls nevyslali do vlny T. Dochází tedy k automatické synchronizaci,

kterou provádíme dle zachycené R-vlny. Bez synchronizace s R-vlnou by mohl nastat moment, kdybychom impulz vyslali do vlny T, kdy se srdce nachází ve vulnerabilní fázi a tím by mohla vzniknout i fibrilace komor, čímž bychom pacientovi zhoršili stav. Hlavním cílem defibrilace je depolarizování nadkritické masy srdeční svaloviny při zachování schopnosti srdce vytvářet dále elektrické vzruchy a tím vykonávat mechanickou práci. Úspěšnost defibrilace je závislá na čase. Čím déle srdce fibriluje, tím se více snižuje možnost přežití. Obecně se udává, že pravděpodobnost přežití postižené osoby se snižuje o 7-10 % za každou proběhlou minutu, proto je velice důležité, aby defibrilace proběhla v co nejrychlejší čas. Velice důležitou součástí je také neodkladné resuscitování, které zajistí alespoň částečné prokrvení srdce. [13], [23]

2.3 Typy defibrilátorů

Manuální defibrilátory

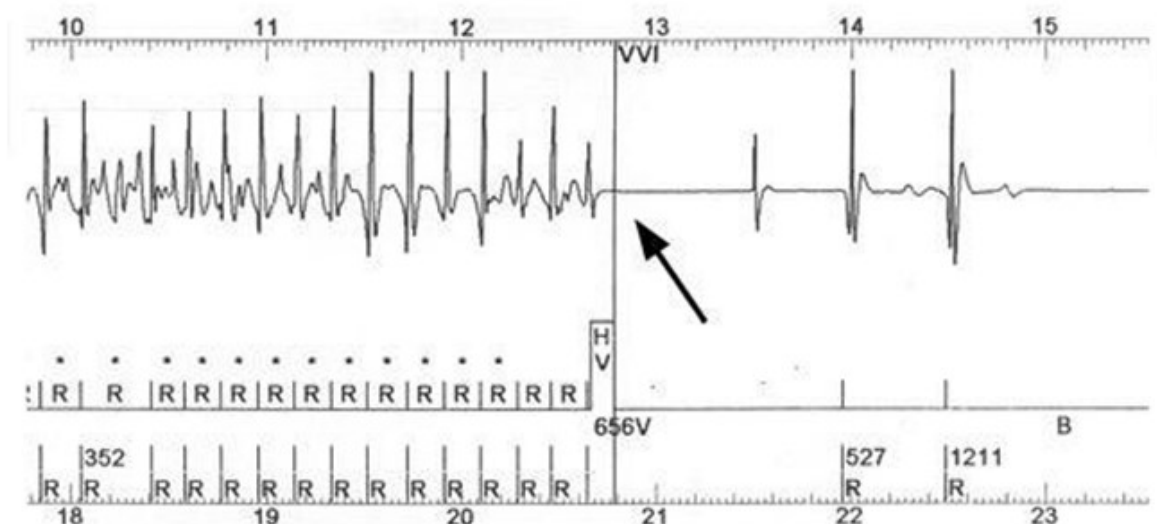
Jejich primární použití je v nemocnicích a na záchranných službách. Součástí těchto přístrojů je vždy EKG monitor a lze je tedy použít i k podpoře srdečního rytmu, a tím pomáhat překonat i méně nebezpečné abnormální srdeční stavy. K analýze srdečního rytmu je nutná prověřená osoba s profesionální zkušeností, která dokáže rozhodnout, zdali elektrický výboj podat a jaká má být hodnota výboje. [13] [14]

Automatizované externí defibrilátory

Jejich rozvoj započal o mnoho let později než u manuálních defibrilátorů, kvůli potřebě vlastního vyspělého algoritmu a složitějším legislativním požadavkům na jejich certifikaci. Jsou to většinou malé odolné jednoduché a lehké moduly, které obsahují pro rychlé a bezpečné použití jednorázové nalepovací elektrody. AED jsou nejčastěji nasazovány v místech s velkou hustotou lidí a tam, kde není možné okamžité dosažitelné lékařské pomoci. Používají je i policisté, kteří můžou často být rychle na požadovaném místě. AED vede záchránce krok po kroku zvukovými povely, podle předpokládaných postupů. Sám zaznamenává a analyzuje srdeční rytmus a dá záchránci najevo zdali podat elektrický výboj. [13] [14]

Implantabilní defibrilátor (Kardioverter)

Slouží převážně pacientům trpícím srdečním onemocněním, jako je ischemická choroba srdeční nebo různé formy kardiomyopatie. Taktéž je používán u pacientů, kteří prodělali oběhovou zástavu. Kardioverter neustále sleduje elektrickou aktivitu srdce. Jakmile detekují arytmií, tak okamžitě vyšlou výboj. Během něj pacient ucítí nepříjemné šubnutí. Všechny abnormality se ukládají do paměti a později je možné tyto události v PC načíst. [13] [14]



Obrázek 7 Zásah kardioverteru [13]

Přerušení závadné komorové tachykardie (vlevo) výbojem kardioverteru. Po výboji jde vidět navrácení normálního rytmu. [13] [14]

2.4 Rozdělení defibrilátorů podle velikosti impulsu

O velikosti proudu potřebného k úspěšné defibrilaci rozhoduje tvar a velikost impulsu. Záleží, jestli proud přivedeme přímo na srdce nebo externě přes pokožku.

Přímá defibrilace

Zde je nutné nejdříve otevřít hrudní stěnu. Provádí se za pomoci miskových elektrod, do kterých se srdce chytí. Defibrilační impuls je zde nižší. Patří zde i implantibilní defibrilátor. U přímé defibrilace je možno použít nižší energie díky přímému kontaktu se srdcem. Podaná energie je zhruba 50–100 J a proud maximálně 12 A.

Nepřímá defibrilace

Elektrody se přikládají na hrudník (jedna na horní konec hrudní kosti a druhá na levou prsní bradavku). Energie je značně vyšší než u přímé defibrilace a je možno podat až do 360 J a proud maximálně 40 A. [13],[16]

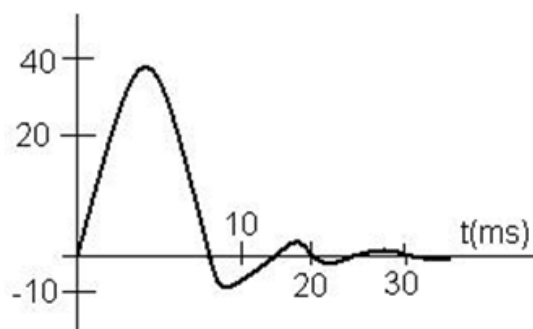
2.5 Rozdělení defibrilátorů dle konstrukce výbojů

Střídavé defibrilátory

Používali se dříve, k defibrilaci sloužilo více cyklu střídavého proudu síťového kmitočtu. Byly konstrukčně jednoduché, avšak střídavý proud je nevhodný pro potlačení síňových arytmií.

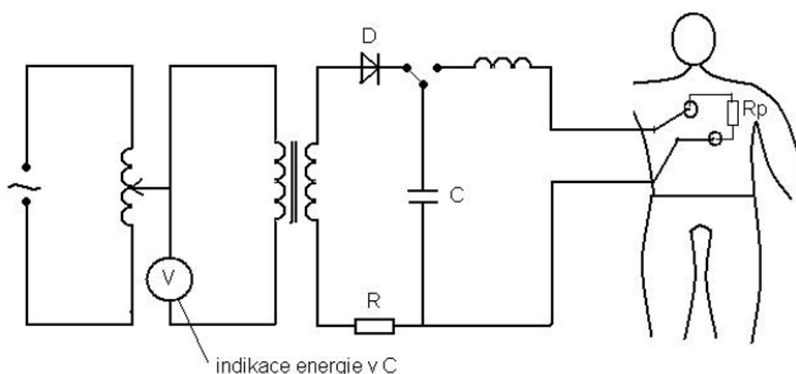
Kondenzátorové defibrilátory pracující s výbojem kondenzátoru přes tlumivku

Tlumivka při vybíjení kondenzátoru defibrilátoru v obvodu pacienta přemění vybíjecí obvod na sériový kmitavý obvod se ztrátami, kde větší část ztrátového odporu tvoří odpor v obvodu pacienta a část vlastní odpor tlumivky. Defibrilační impuls je tlumený kmit, který je ovlivněn: kapacitou kondenzátoru, indukčností tlumivky a velikostí ztrátového odporu. [13]



Obrázek 8 Výboj defibrilátoru s tlumivkou [10]

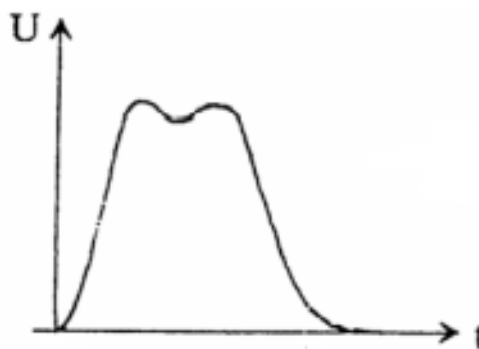
Síťové napětí přivedené k transformátoru diodou usměrníme a začneme nabíjet kondenzátor C. Velikost nabití kondenzátoru ovlivníme autotransfornátorem, který se nachází v primárním vinutí oddělovacího trafo. Odpor před jednocestnou diodou je z důvodu omezení nabíjecího proudu a tím chrání jednotlivé komponenty. Voltmetr zapojený v primárním obvodu slouží k detekci energie uchované v kondenzátoru. Podání výboje probíhá pomocí spínače. Kondenzátor se následně vybije přes tlumivku.[10],[13]



Obrázek 9 Schéma kondenzátorového defibrilátoru s tlumivkou [13]

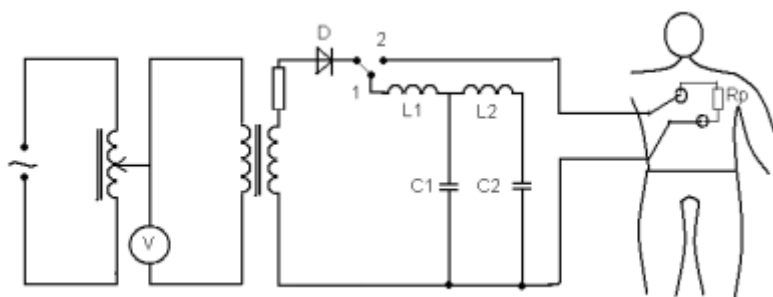
Kondenzátorový defibrilátor se zpožďovacím vedením

Použití zpožďovacího vedení umožňuje větší pravoúhlost a špičková hodnota napětí trvá delší dobu než u kondenzátorového defibrilátoru s tlumivkou. To pomůže snížit velikost proudu, který má pro účinnou defibrilaci protékat pacientem. Platí, že čím je menší proud, tím je nižší riziko popálení kůže a nižší zátěž pro organismus.



Obrázek 10 Výboj defibrilátoru se zpožďovacím vedením [10]

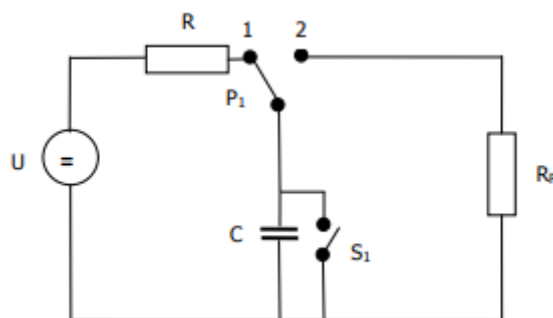
Rozšíření defibrilačního impulsu je zapříčiněné zdvojením kondenzátorů a tlumivek tak, že tlumivka L2 nepatrně oddálí dobu vybití a tím je napěťová špička zdvojená a impuls rozšířen. [10],[13]



Obrázek 11 Schéma kondenzátorového defibrilátoru se zpožďovacím vedením [13]

Defibrilátor s lichoběžníkovými impulsy

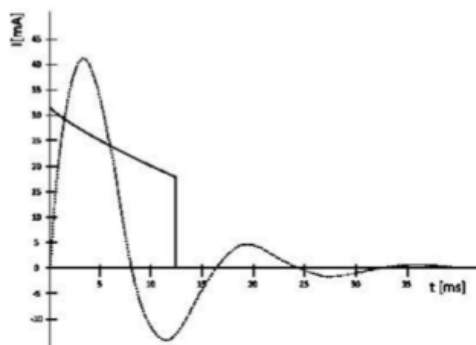
Při spuštění defibrilátoru se začne kondenzátor vybíjet do obvodu pacienta a v momentě, kdy je dodaná potřebná velikost energie, je výboj ukončen rychlým vybitím kondenzátoru pomocným spínačem, který vybijí kondenzátor mimo obvod pacienta. Tento princip umožní ještě více snížit maximální proud a také umožní vytvoření delšího impulsu. [13], [10]



Obrázek 12 Princip vytváření lichoběžníkového impulsu [13]

Na schématu jsou tyristory pro lepší přehlednost nahrazeny spínači. První tyristor P_1 okamžitě připojuje kondenzátor k obvodu pacienta a tím započne vybíjení, až se kondenzátor dostane na určitou úroveň,

kdy už je jeho energie nedostatečná sepne druhý tyristor S_1 a okamžitě vybije kondenzátor mimo obvod pacienta. [10]



Obrázek 13 Porovnání lichoběžníkového výboje s výbojem s tlumivkou [10]

Výhodou toho řešení je nezatěžování zbytečně proudy, které už nejsou účinné v defibrilaci. Navíc lze tímto řešením regulovat dobu výboje.

2.6 Typy impulzů

Moderní defibrilační výboje se dělí podle počtu fází na monofázické, bifázické a začínají se klinicky testovat i trifázické. Impulz je definován jako průběh proudu v čase, kdy se na svislé ose zobrazuje hodnota proudu v ampérech a na vodorovné ose je čas udávaný v milisekundách. Je dokázáno, že tvar impulzu má velký vliv na úspěšnost provedené defibrilace.

Monofázický impulz

U monofázického výboje je používán buď sinusoidní nebo exponenciální průběh s různou modifikací křivky a časového průběhu dle vývoje dané firmy. Proud prochází přes myokard pouze jedním směrem a tím tedy prochází jen jednou fází. Průběh se proto vyskytuje jen v kladných nebo pouze záporných hodnotách. Jeho maximální hodnota dosahuje několik desítek ampér v závislosti k nastavení energie výboje na defibrilátoru a impedanci hrudníku postiženého. Efektivita výboje je udávána v rozmezí mezi 70–90 %. Dle doporučení je udán počáteční výboj o energii 200 J. V případě, kdy nezabere první výboj, tak je doporučené podat výboj druhý o energii 300–360 J. [15]

Bifázický impulz

Nejpoužívanější impulz, jelikož je zde menší prahová hodnota akčního potenciálu, která napomáhá k podstatnému snížení energie potřebné k úspěšné defibrilaci. Narozdíl od monofázického impulzu zde proud protéká oběma směry. Doba impulzu je rozdělena na dvě fáze. Trvání jednotlivých fází se může u různých modelů lišit, ale obecně je nejčastěji využíván poměr 60:40 %, s krátkou časovou mezerou mezi jednotlivými fázemi. Hodnota podaného proudu do těla pacienta je zhruba o 68 % nižší než u monofázického defibrilátoru, a to i při daleko větší efektivitě defibrilačního výboje, který dosahuje velice úspěšnou hodnotu v rozmezí účinnosti 93–95 %.



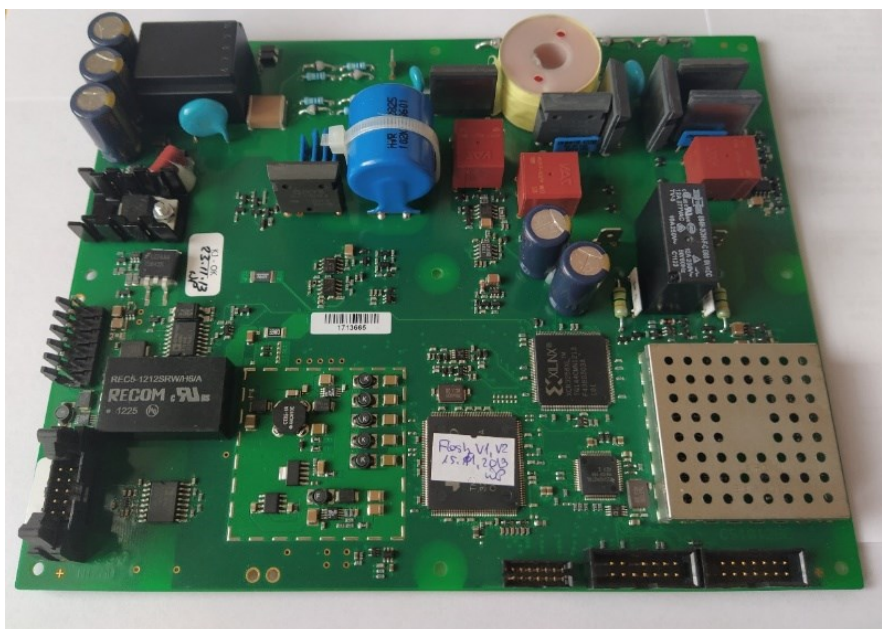
Obrázek 14 Porovnání výbojů [13]

Bifázické defibrilátory se dělí na nelineární a lineární. Nelineární jsou první typy bifázických defibrátorů. Sice jsou účinnější než monofázické, ovšem jejich nelinearita proudu zapříčiňuje ještě vysoké proudové špičky, čímž je tělo zbytečně zatěžované. Lineární výboje jsou řízeny elektricky a tím se lépe přizpůsobují pacientovi. [12]

3 Seznámení se s modulem CS4056 by Corscience

3.1 Module CS4056 by Corscience

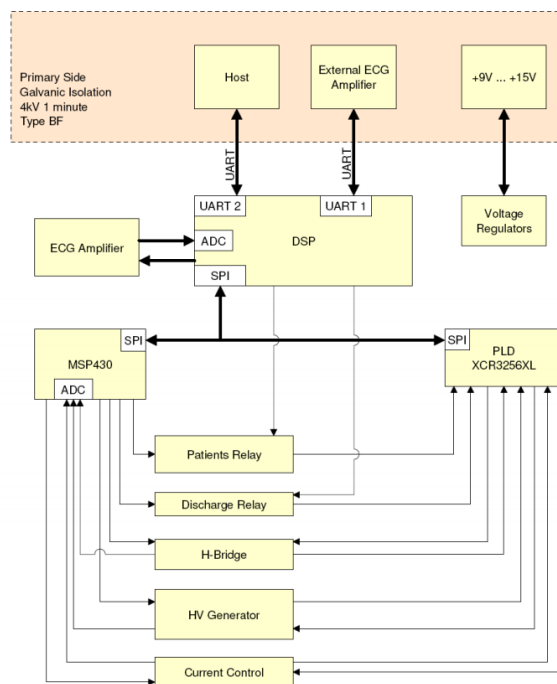
Modul defibrilátoru Corscience CS4056 je automatizovaný externí defibrilátor a zároveň může být i elektrickým kardioverterem. Modul lze snadno integrovat do systému a vyžaduje pouze napájecí rozhraní a komunikační rozhraní (UART). Deska má vyvinutý patentovaný dvoufázový defibrilační impuls. Externí procesor má plnou kontrolu nad nabíjením a vysíláním elektrického výboje. Má vlastní interní EKG zesilovač, který umí analyzovat srdeční rytmus. Modul lze ale také použít s externím zesilovačem EKG, s kterým umí spolupracovat za pomoci rozhraní UART. Deska poté poskytne analýzu externího EKG. Průběžně monitoruje impedanci elektrod připojených k pacientovi. Informace o impedanci se odesílají každou sekundu. Pokud je špatné spojení, vyšle varování pro uživatele. Veškerá EKG a analytická data se odesílají do externího PC a mohou být uložena na jakýkoli druh úložného zařízení pro provozní dokumentaci. [18],[21]



Obrázek 15 Module CS4056

3.2 Popis modulu

Modul potřebuje ke své funkci dodat napájecí zdroj a naprogramovat komunikaci s nadřazeným procesorem (HOST). K defibrilaci je nutné dodat kondenzátor. Přístroj dokáže provádět i kardioverzi, kdy podává šok mezi 20 ms a 50 ms. Samotný modul lze připojit i na externí EKG zesilovač, protože interní zesilovač v desce nemá potřebné parametry ani certifikaci (IEC 60601-2-27) k tomu, aby dokázal přesněji měřit parametry, srdeční frekvenci, systoly a detekci QRS komplexu. Maximální výboj, který dokáže defibrilátor podat, je 300 J. Doba nabíjení kondenzátoru činí 15 sekund. Mezi primární stranou a sekundární stranou je galvanické oddělení s přípustným rozdílem potenciálu až 4kV na jednu minutu. Pojistky v modulu jsou dimenzovány minimálně na proud 15 A při délce 15 s. [18]



Obrázek 16 Schématický popis hardware [18]

Na schématickém obrázku výše, lze upozorovat z bezpečnostního důvodu tři procesory, které se ovládají navzájem mezi sebou. Hlavní DSP mikroprocesor slouží ke komunikaci s nadřazeným procesorem (HOST) a i s ECG externím zesilovačem za pomoci UART přenosu, pokud není využíván interní ECG zesilovač. DSP poté komunikuje také přes SPI sběrnici s PLD (programmable logic device) a MSP mikroprocesorem, který zde slouží k zpracovávání jak analogových, tak digitálních signálů. Modul obsahuje také relátka k oddělení vysokonapěťové části od pacienta a druhé slouží k vybití kondenzátoru. Dalším prvkem modulu je H – můstek, ten zde slouží k změně polarity při defibrilačním výboji. Dalším důležitým prvkem je proudová kontrola, která slouží k omezení velikosti defibrilačního proudu. [18]

3.3 Technické parametry

Tabulka 3 Fyzikální vlastnosti [18]

Hmotnost	450 g
Výška	40 mm
Šířka	212 mm
Hloubka	170 mm
Scaling	$1 \pm 2,45 \mu V$
Vzorkovací frekvence	300Hz
Izolace primární a sekundární strany	4 kV
Konektory	<ul style="list-style-type: none"> • Konektor pro VN kondenzátor • Konektor pacienta • Napájecí konektor • Komunikační konektor
Komunikační rozhraní	3,3 V a 5 V

Měření impedance se zde objevuje za účelem kontroly správného připojení elektrod k tělu. Pokud je naměřená impedance nad limitem 400 Ω , není možné podání výboje. Impedanční analýza se zde provádí s obdélníkovým signálem s frekvencí 50 kHz. [18]

Tabulka 4 Impedanční kontrola spojení elektroda-kůže

Frekvence	50 kHz
Napětí	$\pm 3,3$ V
Proud procházející obvodem	66 μ A
Impedance vyšší než 400 Ω se považuje za špatné připojení	

Před podáním výboje je pacient připojen k nízkonapěťové části modulu, která snímá EKG z elektrod. Bez přijatého EKG signálu modul neumožní podání výboje. V obvodě se vyskytují pouze μ A proudy.

Z bezpečnostních důvodů je vysokonapěťový obvod chráněn galvanicky, za pomoci relé, kdy při sepnutí dojde k okamžitému připojení k vysokonapěťové části obvodu. Doba sepnutého relé je ovlivněna velikostí podané energie. Maximální proudová zátěž představuje až 23 A, kdy napětí dosahuje až 2 kV. Hned po ukončení defibrilačního výboje relé sepne na nízkonapěťovou část se snímáním EKG. Přístroj disponuje širokým spektrem nastavení velikosti výboje. [18]

Tabulka 5 Nastavení módů [18]

Mód	Nastavitelné energie [J]
Manuální režim pro dospělé	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 20, 30, 50, 70, 100, 150, 200, 250, 300
Manuální pediatrický režim	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 20, 30, 50
Režim monitorování	0

3.4 Komunikační UART protokol

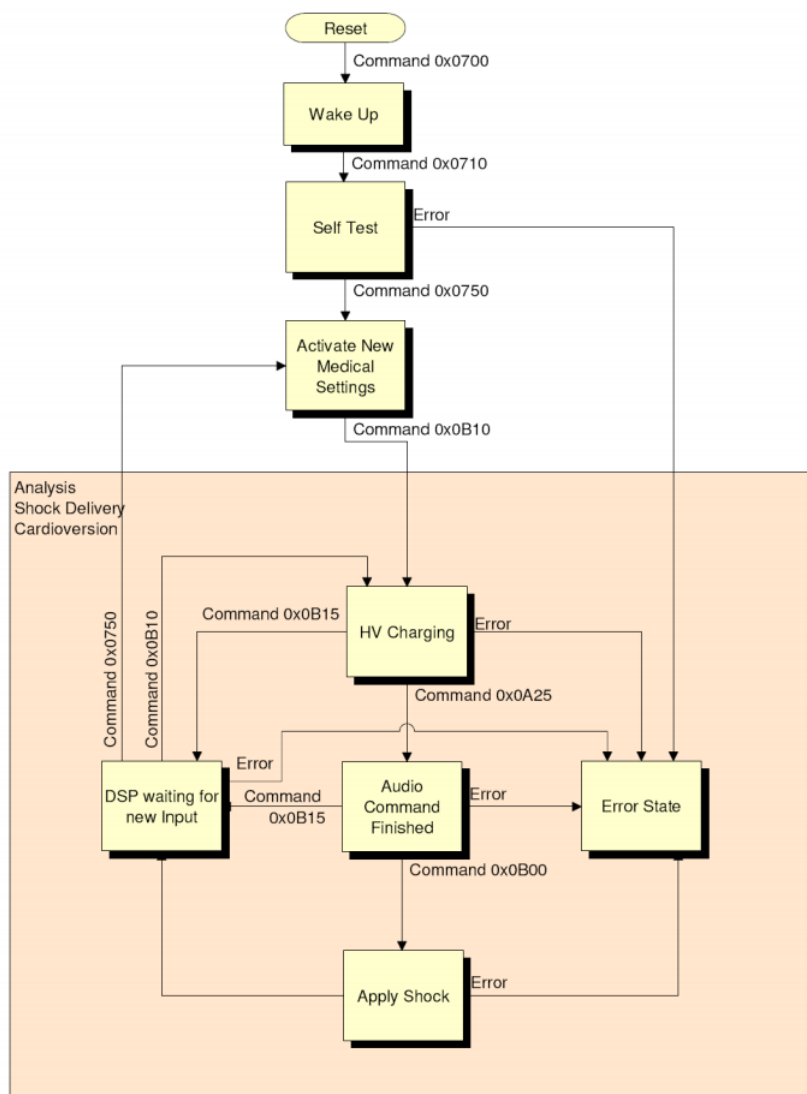
Protokol je navržen pro snadnou a paměťově efektivní implementaci aplikace s mikrokontrolerem. Princip protokolu je založen na PPP (Point to Point Protokol). Na začátku a konci paketu je počáteční znak FC a koncový znak FD. Pomocí toho lze poznat délku paketu a jeho začátek i konec. Paket obsahuje tyto struktury:

- Package number pouze čísluje pakety, které jsou čteny z modulu. Když se vyšle příkaz do modulu, tak nic nečísluje.
- Command obsahuje všechny hlavní příkazy v komunikaci.
- Payload je obsažen pouze u některých příkazů. Používá se tam, kde je ještě potřeba k příkazu sdělit nějakou dodatečnou informaci např. typ módu defibrilace, nastavení hodnot defibrilačního impulsu nebo nastavení druhu selftestu.
- Checksum slouží jako zpětná vazba. Zjišťuje, jestli nenastala chyba při přenosu dat. [18]

Tabulka 6 Struktura řetězce

Start Flag	Package Number	Command	Payload	Checksum	Stop Flag
0xFC	1 Byte	2 Byte	X Bytes	2 Bytes	0xFD

3.5 Vnitřní struktura softwarového modulu



Obrázek 17 Průběh procesu [18]

V modulu defibrilátoru je implementovaný stavový automat. Modul CS4056 obsahuje z bezpečnostního důvodu tři procesory, které se řídí navzájem. Všechny procesory jsou naprogramovány pomocí stavových automatů a mají různé úlohy monitorování chyb. Pokud procesor zjistí chybu v hardwaru nebo toku dat, zastaví okamžitě program a navrátí ho do bezpečného stavu. Bezpečný stav znamená vybití kondenzátoru a zakázání možnosti šoku. Tímto se maximálně minimalizovala rizika.

4 Sestavení a kompletace funkčního defibrilačního přístroje

Pro kompletaci funkčního defibrilátoru byla potřeba sehnat správně dimenzované součástky, které mají požadované parametry a odolnost potřebnou k vykonání potřebného defibrilačního pulzu. Propojení mezi komponenty je zajištěno více žilovým měděným kabelem o průřezu vodiče 4mm², jenž byl testován na zkušební napětí 2kV.

4.1 Kondenzátor

Protože výrobcem doporučovaný kondenzátor značky Aerovox s kapacitou 196 µF a jmenovitým napětím 2300 VDC byl špatně dostupný a s příliš vysokou cenou, byl použit kondenzátor KEMET C44UVGT6175M86K. Parametry tohoto výrobku byly podobné s doporučovaným původním kondenzátorem a navíc s přiměřenou cenou a dobrou dostupností. Jedná se o kondenzátor tvaru válce, který se řadí mezi tenkovrstvé kondenzátory s dielektrikem polypropylenu.

Tabulka 7 Parametry kondenzátoru KEMET

Kapacita	175µF
Jmenovité napětí	1800VDC
Min-Max provozní teplota	-40°C/+85°C
Průměr	85mm
Délka	178,5 mm
Váha	3 kg
Počet pinů	2



Obrázek 18 Kondenzátor KEMET [22]

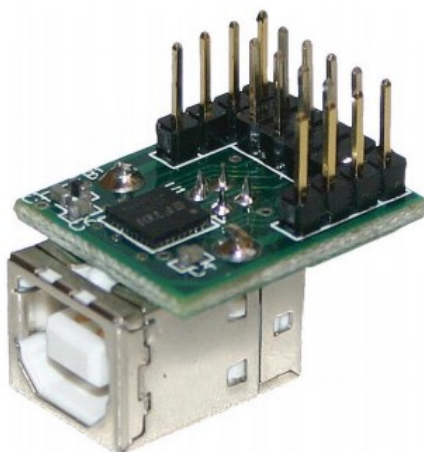
4.2 Zdroj

Na základě požadavku výrobce, který deklaroval, že zdroj musí dodávat napětí v rozmezí 9–15 V a zároveň musí být dostatečně stabilní na to, aby napětí nikdy nekleslo pod 9 V a výstupní maximální proud by měl být alespoň 11 A, byl vybrán zdroj výrobce CINCON modelové řady TRH160A, který má výstupní napětí 12 V a proud 12,5A.

Tabulka 8 Parametry zdroje CINCON TRH160A120

Napětí	12 V
Proud	12,5 A
Min-Max provozní teplota	-20°C/+70°C
Rozměry (D x Š x V)	150x70x30
Váha	575 g
Výstupní konektor	4Pin Power Plug
Vstupní konektor	IEC320/C14

4.3 Převodník MM232R

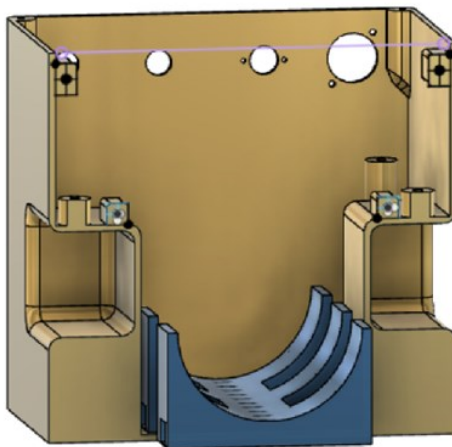


Obrázek 19 Převodník MM232R [24]

Protože modul defibrilátoru komunikuje přes UART rozhraní a dnešní PC již nejsou vybaveny standardem RS-232, bylo nutné použít USB-UART převodník. Původně použitý převodník USB-UART CP2102 nezládal kvalitně převádět data, díky čemuž komunikace s modulem defibrilátoru neprobíhala standardně. Tím nebylo možné dojít do fáze k podání výboje a bylo nutné zvolit kvalitnější převodník MM232R od firmy FTDI. Tento miniaturní převodník už přinesl velké zlepšení v komunikaci s modulem tak, aby modul spolehlivě podal výboj. [24]

5 Návrh a realizace ochranného krytu a přípojných míst defibrilátoru

Pro sestavení modulu defibrilátoru bylo nutné, aby byla základová deska defibrilátoru bezpečně chráněna a zároveň nehrozil úraz elektrickým proudem. Proto byl vyvinut v programu Autodesk Fusion 360 na míru ochranný kryt. Ochranný kryt bral v úvahu maximální prostorovou efektivitu a zároveň chytré a bezpečné konstrukční řešení při uchycení základních konstrukčních prvků a také dobrou ergonomii pro manipulaci při přemísťování.



Obrázek 20 Koncept

Model krabičky byl vytisknut na 3D tiskárně TRILAB DeltiQ 2. Tiskárna umožňuje vytisknout objekty jen do průměru 250 mm. To byl důvod, proč musel být hlavní kryt rozdělen na 2 komponenty které jsou k sobě přišroubovány, ke zpevnění hlavní krabičky navíc pomáhá i držák kondenzátoru s ochranným plexisklem. Kondenzátor je pevně přichycen k držáku za pomoci upínacích kovových pásku, a to celé je přišroubované k hlavnímu krytu.



Obrázek 21 Uchycení kondenzátoru k držáku.

Nad kondenzátorem jsou úchytky, které umožňují pevné přišroubování základní desky defibrilátoru. Toto řešení napomohlo k pevnému uchycení objemného kondenzátoru a maximálním znemožnění nežádoucího dotyku s nabitým kondenzátorem.

Díky desce přichycené nad kondenzátorem, vzniklo dostatek místa pro všechna potřebná připojení. Výstup komunikačního rozhraní ze základní desky vede k USB – UART převodníku, který je připevněn pod základovou deskou a jeho výstup vede ke konektoru USB na boční straně laboratorního defibrilátoru. Víko laboratorního defibrilátoru je vyrobené z čirého plexiskla pro edukační účely, aby bylo možné názorně ukázat, jak taková deska defibrilačního přístroje může vypadat a jak jsou řešeny vstupy/výstupy takového přístroje.



Obrázek 22 Pohled na laboratorní defibrilátor z vrchní strany

Jako výstup defibrilátoru zde slouží konektory banánků, a to pro APEX a STERNUM. Toto řešení bylo zvoleno proto, aby se maximálně eliminovalo nebezpečí úrazu elektrického proudu. Tester FLUKE totiž umožňuje i kromě elektrodového připojení taktéž banánkový vstup. Tím je možné snadné a bezpečné propojení nebezpečných vysokonapěťových částí. Pro připojení ke zdroji zde slouží koncovka power mini 4 DIN. Pro komunikaci s uživatelem a přidruženým programem v PC je zabudován USB A konektor.

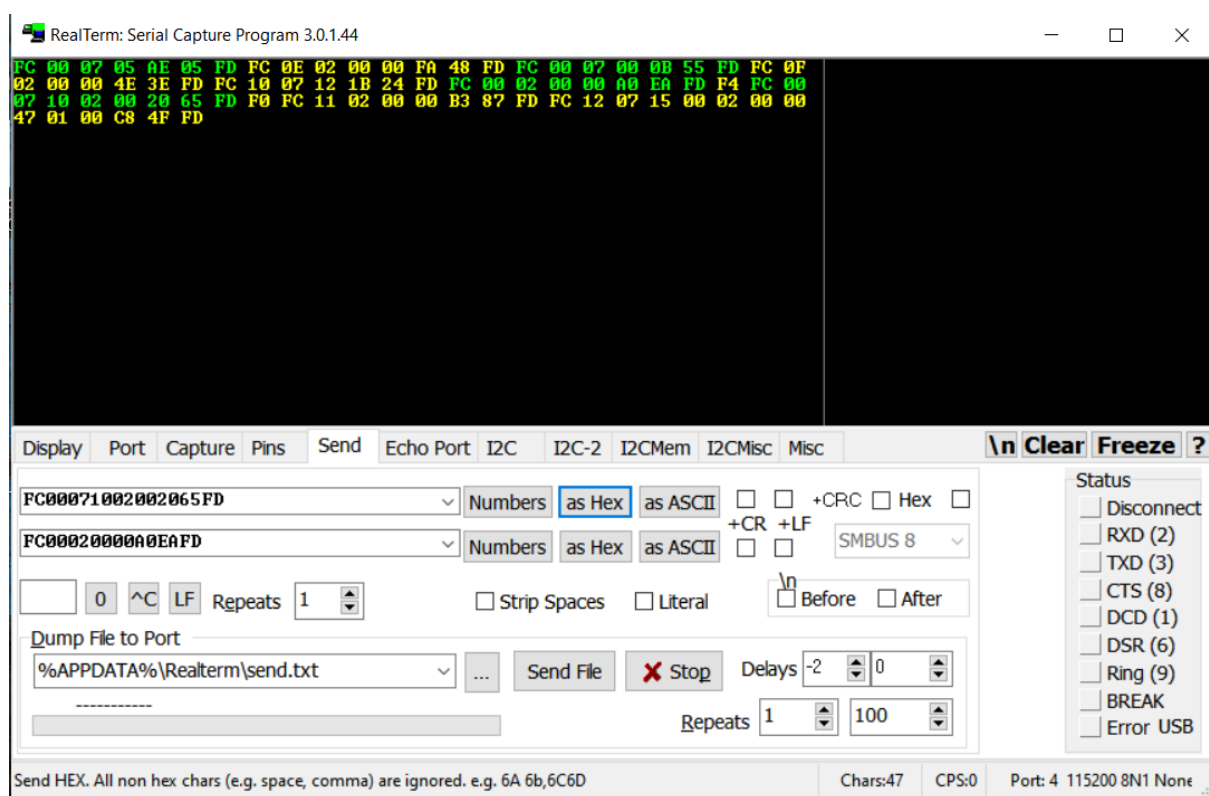


Obrázek 23 Konektory připojení

Vše je navrženo tak, aby se bralo v potaz nařízení MDR 2017/745 a normy s ohledem na základní bezpečnost IEC 60601-1 ed.2 a IEC 60601-2-4.

6 Realizace softwarového ovládání činnosti defibrilátoru a jeho naprogramování

První komunikace s modulem probíhala pouze s připojeným převodníkem mezi modulem a PC spolu se zdrojem, který alespoň částečně zvládal dodat proud pro základní oživení desky, protože ještě nebyl k dispozici potřebný zdroj ani kondenzátor. Komunikace s modulem probíhala nejprve v programu RealTerm. Program slouží především pro vývoj či ladění zařízení komunikující pomocí sériového nebo TCP protokolu. Použití tohoto programu bylo ze začátku ideální, protože stačilo jen zadat baud rate, číslo portu a následně posílat v hexadecimální soustavě příkazy a ihned pozorovat odpovědi na zadaný příkaz. To velice pomáhalo v doladování předpokládaných odpovědí a časů, do kdy je potřeba ideálně odpovědět. Pomocí tohoto programu byl také vyřešen problém, který v programu v LabVIEW nešel rozpoznat. Původně používaný převodník CP2102 fungoval bez chyby do doby, než bylo posíláno vícero příkazů za sebou v rychlém sledu, kdy špatně detekoval přijatou zprávu, a navíc vkládal do řetězce nežádoucí bajty, což modul poznal a neumožnil pokračování v komunikaci. Tento problém byl vyřešen použitím kvalitnějšího převodníku MM232R.



Obrázek 24 Komunikace v programu RealTerm

Tento program byl využíván i v průběhu vývoje aplikace v LabVIEW jako okamžitá podpora k nenadálým stavům, kdy bylo potřebné rychle zjištění problému.

6.1 LabVIEW

Vývojové prostředí LabVIEW je vytvořené firmou National Instruments (NI). Název vznikl zkratkou z anglického Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench. Výchozím předpokladem vývoje software byla představa, aby technik, který je schopný zapsat své poznatky a požadavky do blokového diagramu, mohl intuitivně zapsat podobným způsobem i program. Vzniklo tak vývojové prostředí, které místo klasického textového programování umožňuje tvořit programy v grafické interpretaci (G-jazyk). Program obsahuje různé funkce reprezentované ikonami, které lze vzájemně spojovat virtuálními vodiči. Následně vytvořené programy tvoří tzv. virtuální přístroje s rozdílnými možnostmi využití. Lze například vytvořit programy pro modelování a vývoj HW/SW, což může výrazně snížit náklady na vývoj. LabVIEW dokáže nabídnout široké spektrum využití ve spojení s IO kartami, různými měřicími přístroji a velké množství knihoven umožňuje i nejrůznější způsoby filtrace signálů nebo spektrální analýzy. [17], [20]

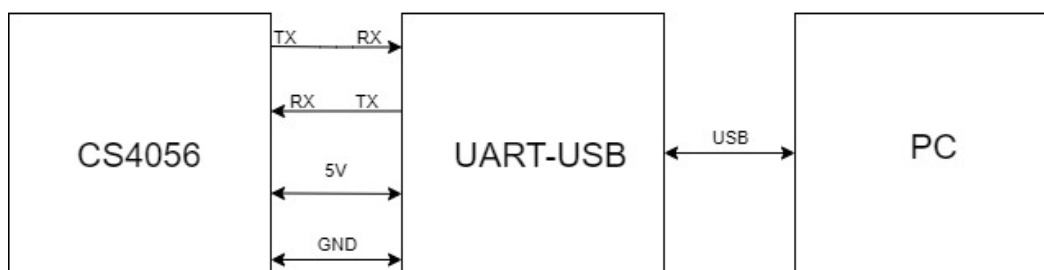
Uživatelské prostředí LabVIEW se dělí na dvě hlavní části:

- Čelní panel (Front Panel) tvoří uživatelské rozhraní a určuje její vzhled a chování. Obsahuje ovládací a indikační prvky, pomocí kterých můžeme řídit běh aplikace, zadávat parametry a získat informace o zpracovaných výsledcích. Nahrazuje tak virtuálně čelo přístroje (GUI), kdy nevidíme do programu, ale jen ho uživatelsky ovládáme.
- Blokový diagram (Block Diagram) je druhým sdruženým oknem aplikace. Zde uživatel definuje algoritmus programu tedy propojení prvků z čelního panelu a definování jeho parametrů pomocí zapojování a nastavení funkčních prvků nebo podřízených virtuálních přístrojů. Obě části jsou vzájemně propojené. [17],[20]

6.2 Programování

Komunikace

Modul CS4056 komunikuje pouze za pomoci UART protokolu. Protože dnešní počítače už nejsou vybaveny standardem RS-232 sloužícím jako sériová linka, ale rozhraním USB, bylo nutné zvolit pro komunikaci s modulem převodník MM232R. Tento USB-UART převodník zprostředkovává komunikaci mezi PC a modulem. Následná komunikace se s LABVIEW realizuje přes knihovnu Virtual Instrument Software Architecture (VISA). VISA potřebuje ke komunikaci s CS4056 jen zvolit připojený COM port, přenosovou rychlost a počet bitů.



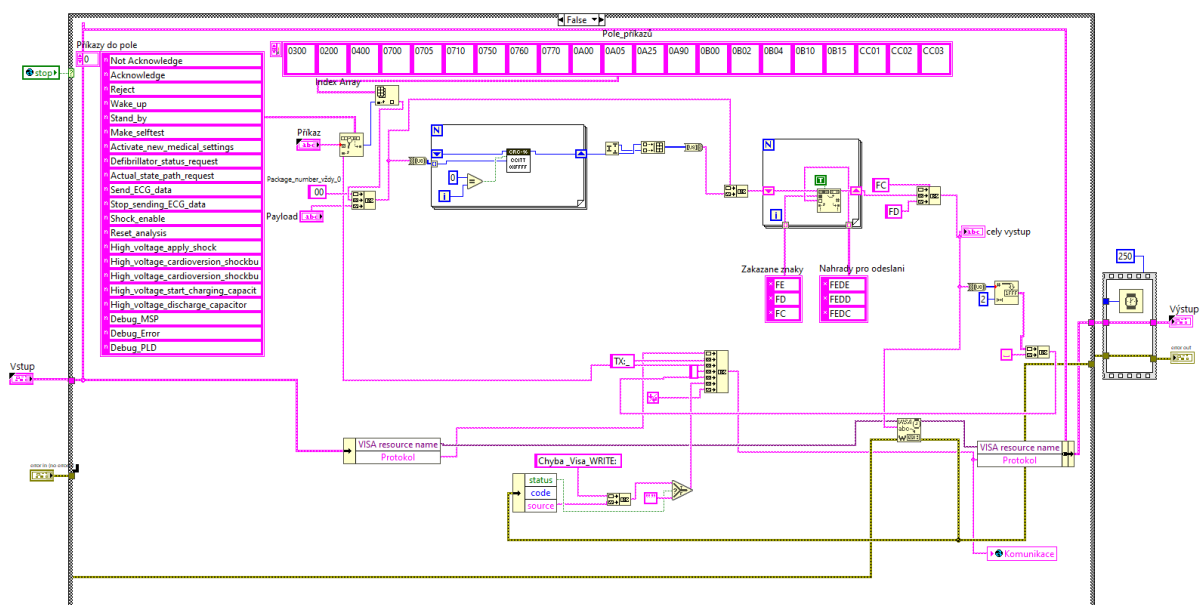
Obrázek 25 Blokové schéma komunikace

6.3 Zpracování programu

Program byl vytvořen ve vývojovém prostředí LabVIEW. Celý program je seskládán z několika subVI, sloužící jako podprogramy hlavního programu. Je to soustava hierarchicky propojených subVI, sloužící hromadně jako jeden hlavní celek. Program obsahuje dvě globální proměnné, které jsou obsaženy ve všech subVI i hlavním programu. Globální proměnná stop slouží pro okamžité zastavení chodu programu. Další globální proměnnou je komunikace, která je taktéž v každém subVI a ukládá veškerá data která chceme zapsat, aby měl uživatel přehled o aktuálním dění v protokolu. Jednotlivá subVI budou vysvětleny a rozebrány na jejich funkční význam a zobrazeny jejich vytvořené konektory, kterými bude následně pospojován celý program dohromady v jeden funkční celek.

6.4 Jednotlivá subVI

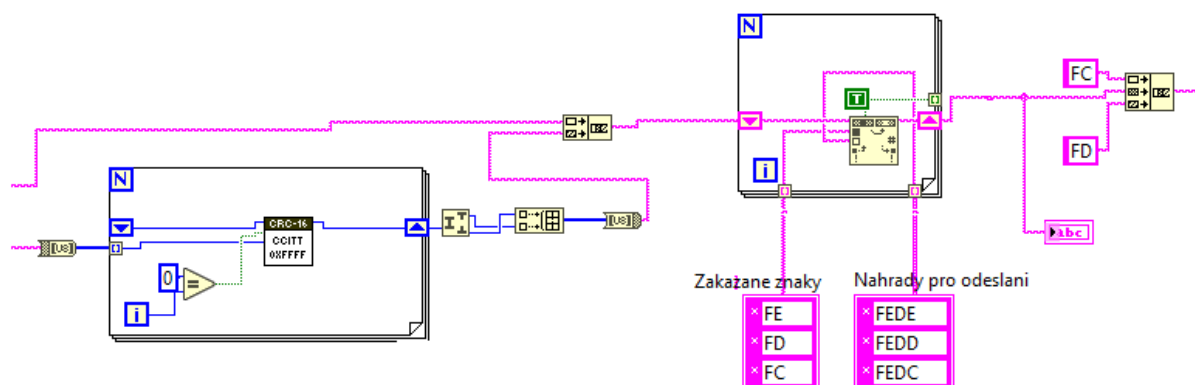
Aby bylo možno komunikovat, bylo nutné nejdříve vytvořit subVI pro posílání příkazů do DSP a jejich odpovědí. SubVI sloužící na posílání příkazů, se v programu nazývá Zápis. Jeho základní složkou je case struktura sloužící jako přepínač a je ovládána globální proměnnou stop. Má dva stavy – True a False. Pokud je aktivováno stop, tak se case struktura přepne do režimu True a nic nevykoná, tudíž není posílán žádný příkaz. To je z důvodu, aby bylo možné kdykoliv program zastavit a neposílat do přístroje příkaz. Když stop není aktivováno, tak subVI je v režimu false.



Obrázek 26 subVI (Zápis)

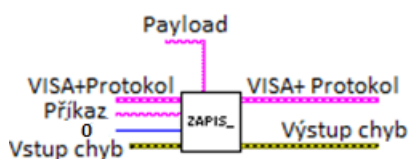
Ve false už mohou být poslány příkazy. Do case vstupuje a vystupuje vytvořený clust (Vstup, Výstup), který obsahuje funkci VISA i protokol, jenž informuje o událostech v programu. Dalším vstupním clustrem do programu je error (in, out), který je využíván pro ladění programu a zjištění vypsaní nalezených chyb, které v průběhu programu mohou vzniknout. Clustery procházejí všemi subVI a zajišťují chod programu. Řetězec (viz. tabulka 6) začíná vždy počátečním znakem, poté následujícím číslem paketu (při odesílání příkazů vždy nula) a dále také samotným příkazem. Příkazy v poli mají nadefinovanou hexadecimální hodnotu (v levé horní části case), která je následně přidána za číslo paketu. Po příkazu následuje v řetězci payload, ten je obsažen pouze u některých typů příkazů, kde je ještě potřeba doplňková informace, například výběr režimu, hodnota energie, výběr selftestu. Tyto nadefinované

řetězce dat se spojí dle požadované posloupnosti do jednoho řetězce. K tomuto řetězci se připojí CRC (Cyklický redundantní součet). LabVIEW má již vytvořenou knihovnu, kde už stačí jen vybrat správný typ (CRC16 CCIT, 0xFFFF) a implikovat jej správně do subVI.



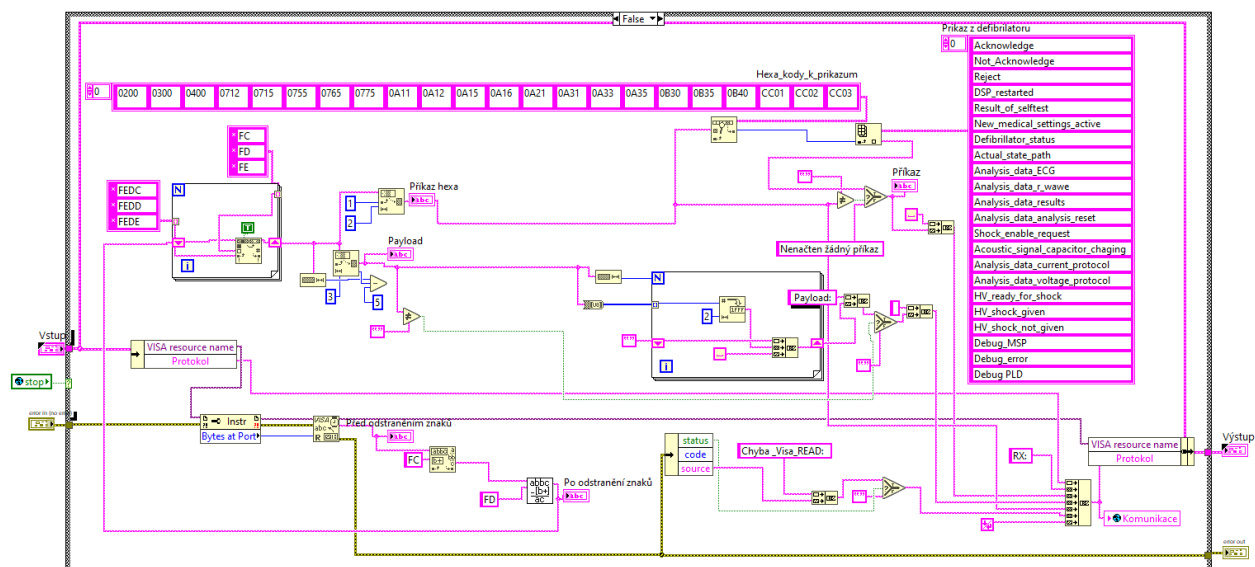
Obrázek 27 CRC + Octet-Stuffing

Po připojení CRC do řetězce je nutné ještě dle manuálu nahradit zakázané znaky FE, FC, FD za znaky náhradní (Octet-Stuffing), aby nedošlo k nesrovnalostem v zápisu toku dat. To je zajištěno smyčkou for a nadefinováním znaků do pole. Na závěr dojde k přidání počátečního a koncového znaku FC, FD do řetězce a tím je zápis kompletní. Součástí subVI je i protokol, kde jsou vypsány informace o zvoleném příkazu a zápisu o chybách.



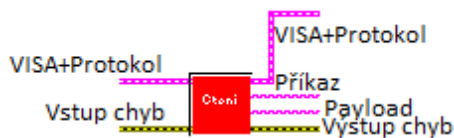
Obrázek 28 Ikona subVI (Zápis) s konektory

Pro přijetí odpovědí z modulu slouží subVI Čtení. Zde je postupně rozebrán řetězec podle bytů na jeho různé části. Principiálně, je velice podobný předchozímu subVI, jen funguje obráceně. Nejprve jsou vyfiltrovány z řetězce počáteční a koncové znaky, následně jsou vychytány a nahrazeny i nežádoucí znaky. Pak se řetězec rozvětví na string a length. Protože je známa posloupnost jednotlivých bytů a jejich délka, bylo možné roztrždit jednotlivé byty dle posloupnosti do: čísla packetu, příkazu, payload, CRC.



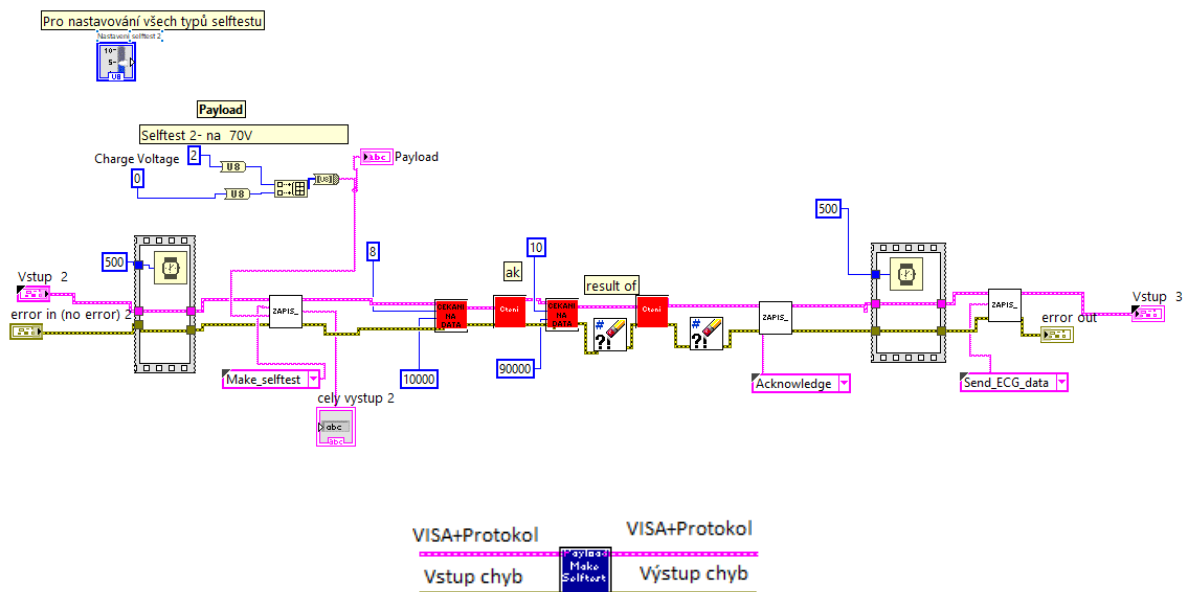
Obrázek 29 subVI (Čtení)

Číslo paketu modul už zde počítá, ovšem pro celkovou funkcionalitu není důležitý, a proto spolu s CRC není detekován. Pro chod programu tedy stačí přechíst pouze zadaný příkaz a případně i jeho payload. Pro práci s příkazem zde slouží nadefinované pole v opačném principu jako bylo u zápisu, kdy detekujeme hexadecimální kód a ten je dle pořadí v poli přepsán do srozumitelného příkazu. Do protokolu se vypíše přijatý příkaz a případně jeli obsažen i payload.



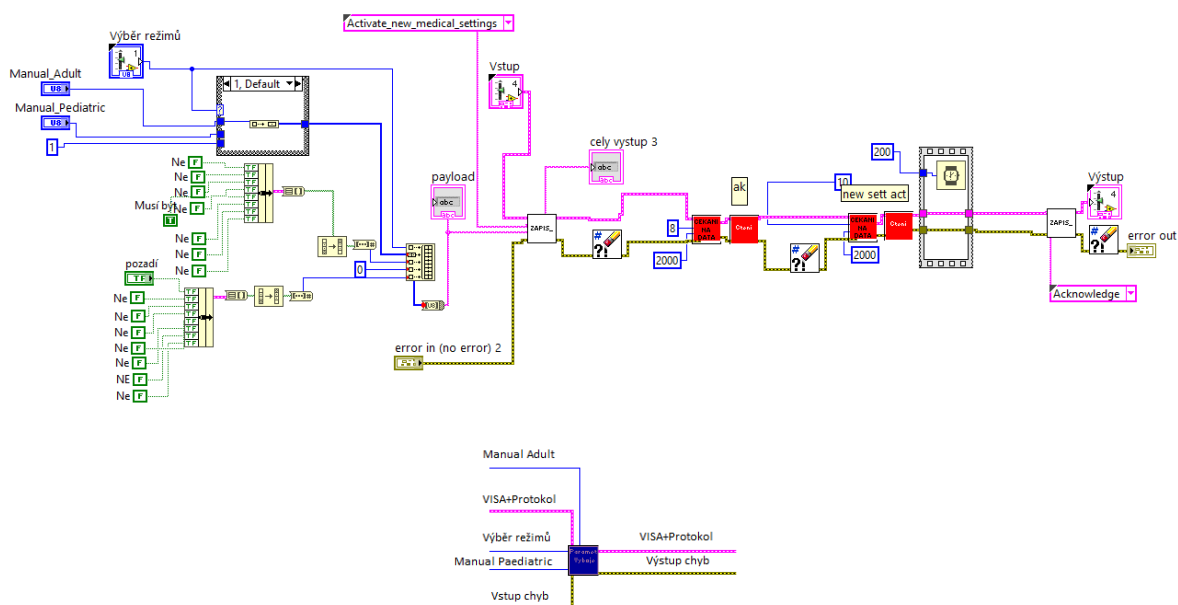
Obrázek 30 Ikona subVI (Čtení) s konektory

SubVI (Čekání na data) následuje vždy po subVI (Zápis), kdy je očekávána u většiny příkazů odpověď z modulu. Slouží primárně k čekání na odpověď, než dorazí nejnižší počet bajtů, které musí do určitého časového intervalu přijít. Základem je smyčka while loop. Do ní vstupují dvě proměnné, očekávaný počet bajtů a časovač. Časovač je zde z toho důvodu, aby program nečekal zbytečně dlouhou dobu, kdy by už stejně žádná odpověď nepřišla.



Obrázek 32 subVI Payload make selftest + Konektor

SubVI (Parametr výboje) umožňuje nastavení hodnoty defibrilačního výboje. Je řízeno příkazem Activate new medical settings. Příkaz obsahuje také payload podobně jako příkaz make selftest. Payload má rezervováno 5 bytů. Prvním bytem můžeme zvolit defibrilační mód. Lze si vybrat tři typy: manual adult, manual paediatric a monitoring. U manual paediatric lze podat výboj maximálně 50 J, proti tomu manual adult umožňuje i maximální výboj 300 J (viz tabulka 7). Dalším bytem se tedy určí velikost zvoleného defibrilačního výboje v rozmezí od 1 do 300 J dle typu módu. Následujícími byty lze aktivovat různé podfunkce.

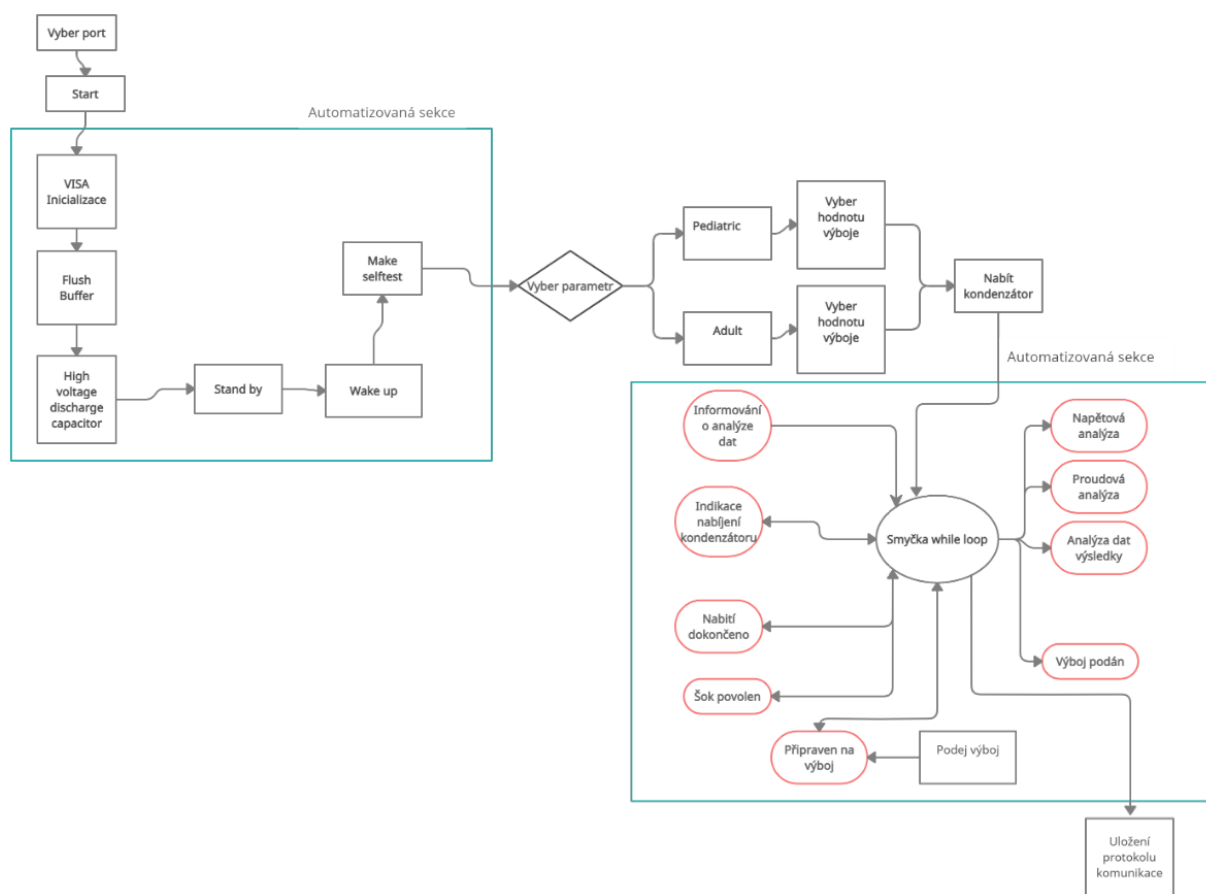


Obrázek 33 subVI (Parametr výboje) + Konektor

Levá část tedy zahrnuje část programu okolo příkazu Activate new medical settings, kde je zde case struktura, která přepíná mezi režimy manual adult a paediatric, kde každá má předdefinované hodnoty výboje. Následně je pak program seskládan opět ze základních subVI a předpokladu pořadí příkazů a odpovědí dle datasheetu.

6.5 Diagram datových toků

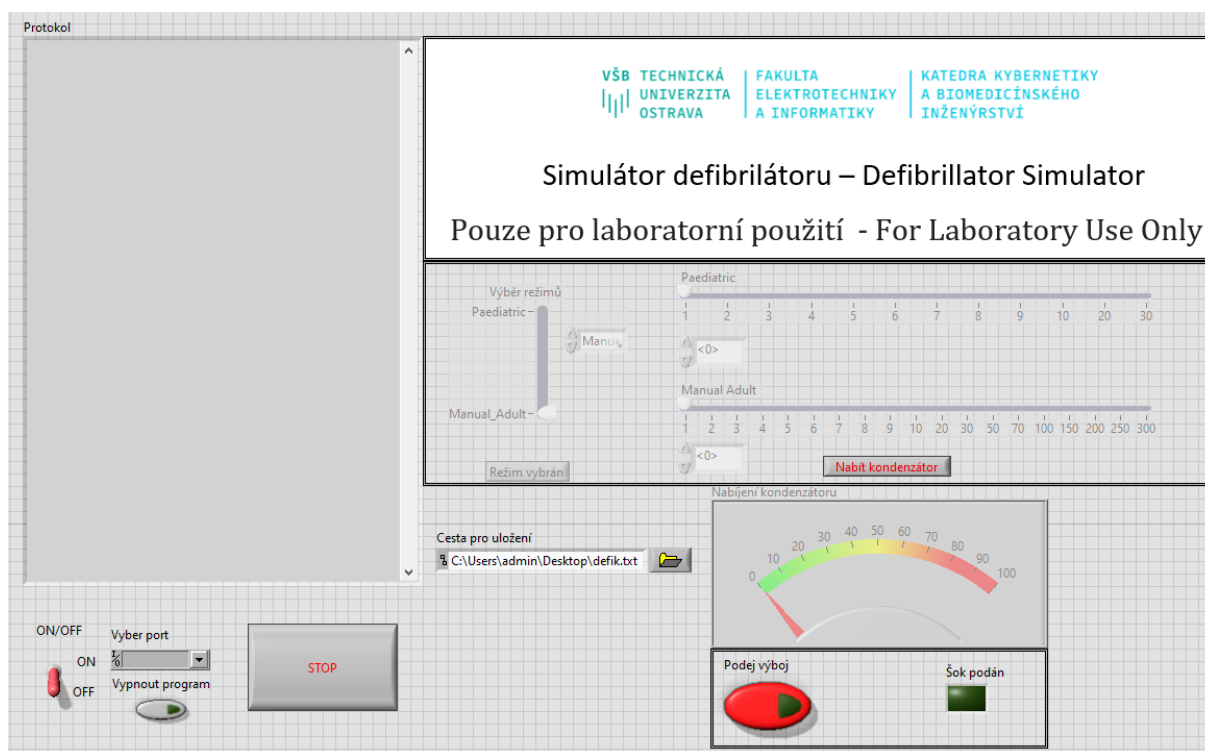
Diagram zobrazuje program, jak funguje jako celek. Odvíjí se dle doporučeného komunikačního protokolu od výrobce. Nejdříve je vybrán port do VISA sériového portu, následně je spuštěn program. Zde jsou předdefinované sekvence příkazů, které jsou nutné pro umožnění podání defibrilačního impulsu. Následně se odkryje možnost vybrat parametr výboje. Po vybrání parametru se odkryje možnost s výběrem defibrilační energie. Po nastavení hodnoty je možno aktivovat příkaz o nabíjení kondenzátoru. Zde již znova program dojde do automatizované sekce. V této sekci program běží přes smyčku while loop a příkazy jsou zde předdefinované v case struktuře. Po poslání příkazu nabít kondenzátor, defibrilátor spustí snímání z elektrod, kdy snímá EKG a impedanci, jinak by nepodal výboj. O tom dá vědět každou sekundu až do doby podání výboje. Na tyto informace není třeba zpětně odpovídat. Dále jsou čteny informace o stavu nabíjení kondenzátoru, kdy je poslán příkaz o nabití po každých 10 % až do úplného dobití, kdy informuje, že je nabití dokončeno. Každou z těchto informací je potřeba potvrdit příkazem Acknowledge. Tím přijde informace o možnosti podání výboje. To je nutné dvakrát potvrdit Acknowledge a poté příkazem – šok povolen. Následně přijde informace, že je defibrilátor připraven na podání výboje. Nyní je chod programu pozastaven a čeká se na zmáčknutí tlačítka – podej výboj. V tu chvíli se výboj podá. Po podání výboje defibrilační přístroj informuje o průběhu defibrilačního impulsu jako je napěťová a proudová analýza, s analýzou o výsledcích dat. Na konci dojde k uložení protokolu komunikace.



Obrázek 34 Diagram

6.6 Uživatelské rozhraní (Čelní panel)

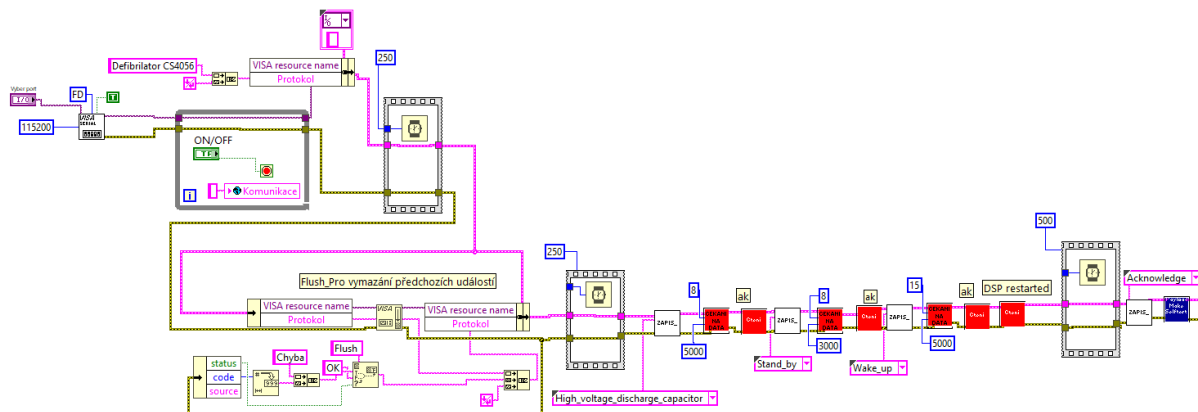
Na obrázku níže je zobrazen ovládací panel programu. Na levé straně je vypisována komunikace, takže uživatel vidí, v jaké fázi je aktuálně komunikace. Po nutných automatizovaných krocích se postupně odemykají nastavení. Nejdříve je odkrytá možnost výběru režimu. Za kliknutím tlačítka – režim vybrán, se odkryje možnost nastavení velikosti defibrilačního výboje dle vybraného režimu a možnost aktivovat nabíjení kondenzátoru. Po zmáčknutí tlačítka se spustí další smyčka příkazů a zobrazení indikátoru nabíjení kondenzátoru, díky čemuž uživatel vidí rychlost nabíjení. Jakmile je kondenzátor nabitý, je odkryto tlačítko – podej výboj. Chod programu lze jednoduše zastavit tlačítkem STOP. Pomocí cesty pro uložení si uživatel může uložit výslednou komunikaci s vypsányými parametry.



Obrázek 35 Přední panel programu

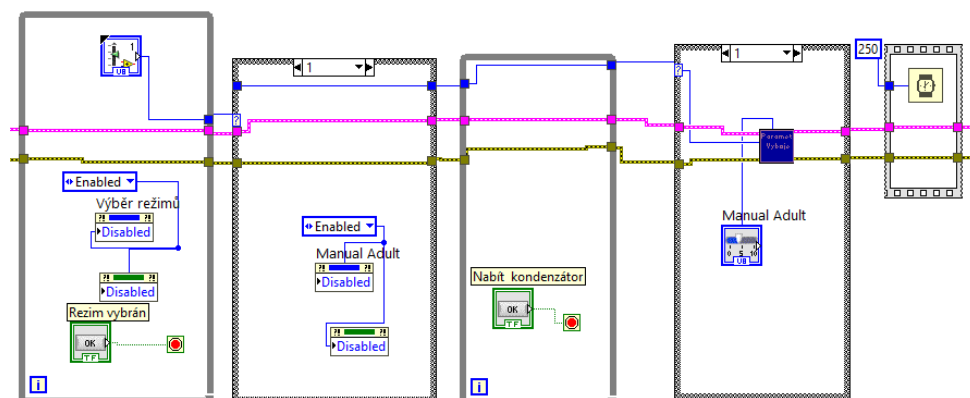
6.7 Blokový diagram hlavního programu

Zde je rozebrán hlavní program v blokovém diagramu. Program už je seskládán ze všech subVI. Na obrázku níže lze vidět část s první automatizovanou sekcí dle blokového diagramu. Nejdříve dojde k inicializaci VISA, poté je možné zapnout program ve smyčce while loop. Pak dojde program k funkci flush buffer, která zde slouží k vymazání celého bufferu, aby se v programu nenačítaly hodnoty z předchozího chodu programu. Pak jsou zde subVI Zápis, Čekání na data, Čtení a Make Selftest. Ty jsou seřazeny dle blokového diagramu a předpokládaných odpovědí na příkaz. Na obrázku je vidět nadefinování příkazu vstupující přes konektory do subVI Zápis. U čekání na data se definuje minimální počet příchozích bytů a čas čekání v ms. SubVI Čtení už jen přečte jednotlivý příkaz z desky modulu. Tím program postupně projde nutnou sekvencí příkazů, která umožní poté správně podat výboj.



Obrázek 36 První část hlavního programu

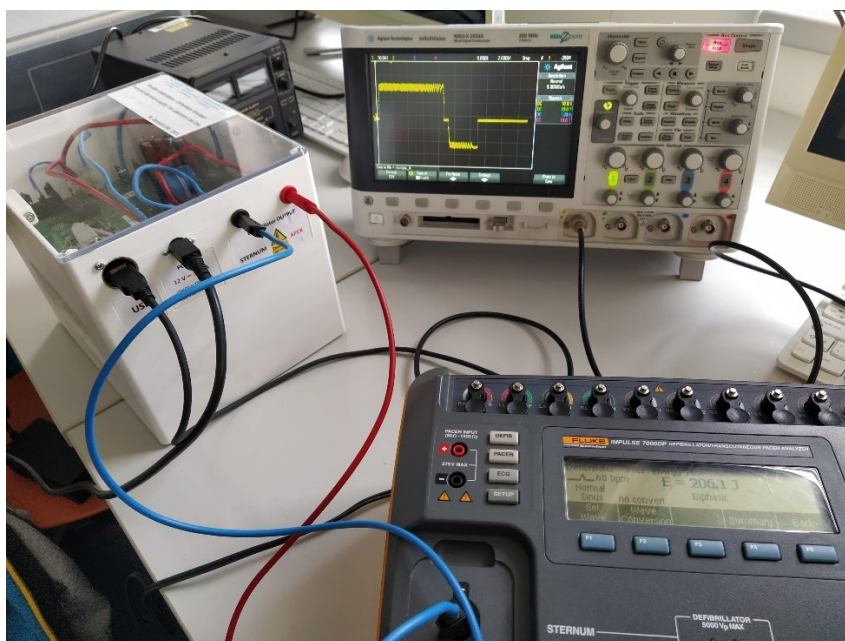
V další části programu je řešeno nastavení parametru defibrilačního výboje. Jakmile chod programu vstoupí do první smyčky while loop, je chod programu pozastaven. Odkryje se možnost výběru režimů a tlačítko (Režim vybrán). Po vybrání režimu a potvrzení stisknutím tlačítka (Režim vybrán), se dle vybraného režimu odkryje v case struktuře vybrané nastavení režimu. Nyní je možné vybrat parametr výboje a stisknutím tlačítka-Nabít kondenzátor, se spustí smyčka a pošle příkaz s nadefinovanými parametry v subVI Parametr výboje.



Obrázek 37 Nastavování parametru defibrilačního výboje

7 Provedení testů na testeru defibrilátorů

Realizování testů proběhlo na testeru defibrilátorů a externích kardiostimulátorů Impulse 7000DP od firmy Fluke Biomedical a také softwaru ANSUR, který je testovacím programem firmy FLUKE pro všechny jejich testery. ANSUR funguje tak, že krok po kroku podává indicie a po dokončení všech testů dojde k vyhodnocení výsledků, kdy program vytvoří finální protokol a zhodnotí, zdali testem defibrilační přístroj prošel. Tester umí na vstupních konektorech přístroje dokonale nasimulovat parametry živého pacienta, kdy generuje EKG signál spolu s odporovou zátěží. Díky tomu tak obejde ochranné prvky defibrilačního přístroje a ten bez problému podá výboj. Parametry odporu a EKG jsou nastavitelné. Při měření na simulátoru budou hodnoty nastaveny na normální sinusové EKG, s BPM 60 a záťažovým odporem nastaveným na 50 Ω , kdy je tato velikost odporu dle výrobce nejvhodnější pro dání co nejpřesnější hodnoty defibrilačního impulsu.



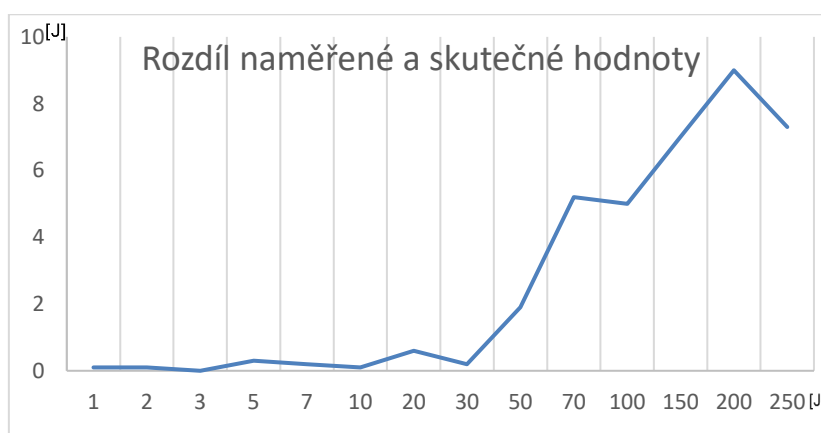
Obrázek 39 Měření výboje na testeru defibrilátorů

Přiložená tabulka zobrazuje všechny dostupné parametry, které je tester schopen změřit. Měřeným defibrilátorem je modul CS4056. Čas T1 značí délku výboje v první fázi a čas T2 v druhé fázi. Mezi fázemi je 0,5 ms dlouhý interval, který je pro všechny hodnoty výboje stejný. Tilt v tabulce vyjadřuje český ekvivalent slova náklon.

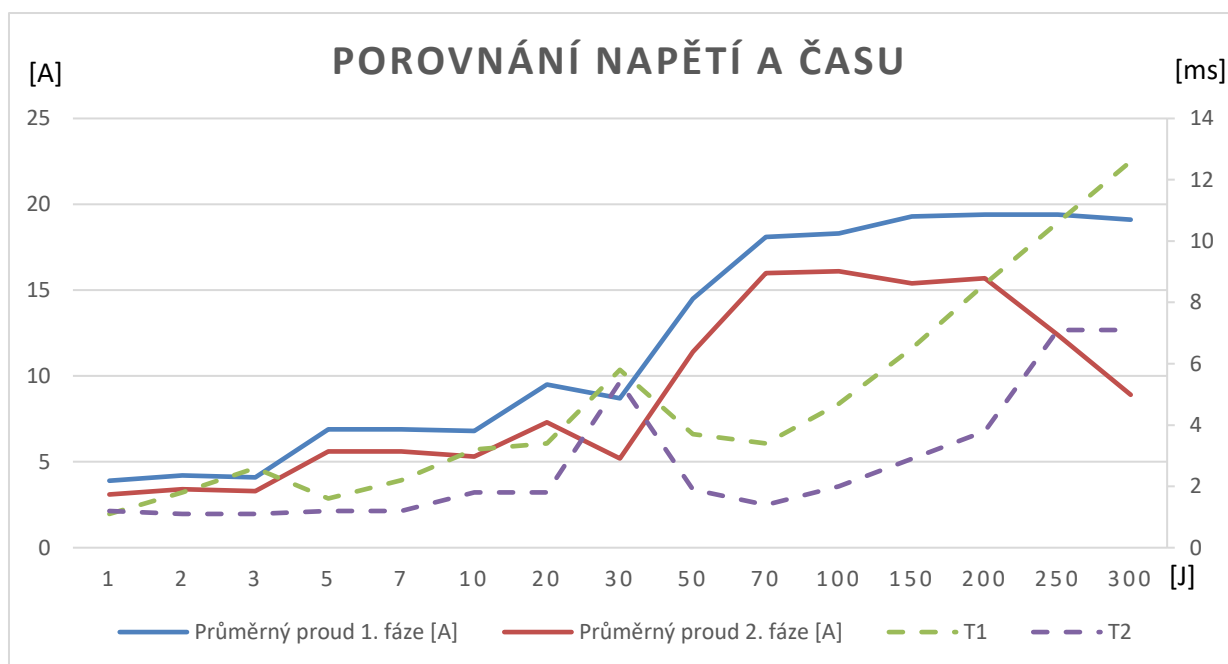
Tabulka 10 Přehled hodnot defibrilačního impulsu na modulu CS4056

Energie [J]	Naměřená energie [J]	Špičkové napětí [V]		Průměrné napětí [V]		Špičkový proud [A]		Průměrný proud [A]		T1 [ms]	T2 [ms]	Tilt [%]
		1. fáze [V]	2. fáze [V]	1. fáze [V]	2. fáze [V]	1. fáze [A]	2. fáze [A]	1. fáze [A]	2. fáze [A]			
1	1,1	234	213	196	156	4,7	4,3	3,9	3,1	1,1	1,2	9
2	2,1	234	202	207	168	4,7	4,1	4,2	3,4	1,8	1,1	14
3	3	234	186	206	163	4,7	3,7	4,1	3,3	2,6	1,1	24
4	3,9	235	170	202	152	4,7	3,4	4,1	3	3,6	1,1	35
5	5	392	334	346	280	7,9	6,9	6,9	5,6	1,6	1,1	12
7	7,2	390	323	346	279	7,8	6,5	6,9	5,6	2,2	1,6	19
10	10,1	390	292	339	262	7,8	5,9	6,8	5,3	3,2	1,8	32
20	20,6	548	404	475	363	11	8,1	9,5	7,3	3,4	1,8	33
30	30,2	548	317	435	257	11	6,4	8,7	5,2	5,8	5,4	63
50	51,9	812	632	724	570	16,3	12,7	14,5	11,4	3,7	1,9	29
70	75,2	1010	908	905	798	20,3	18,2	18,1	16	3,4	1,4	11
100	105	1023	921	911	805	20,5	18,5	18,3	16,1	4,7	2	14
150	157	1075	869	960	769	21,6	17,4	19,3	15,4	6,5	2,9	34
200	209	1078	862	967	784	21,6	17,3	19,4	15,7	8,6	3,8	24
250	257,3	1076	817	966	620	21,6	16,4	19,4	12,4	10,6	7,1	59
300	267,6	1170	588	955	446	23,5	11,8	19,1	8,9	12,6	7,1	73

Ve výše uvedené tabulce lze vidět, jak se odchylka mezi skutečnou a naměřenou energií postupně (až na pár výjimek) s rostoucí energií zvyšuje. Zajímavé je, že jsou hodnoty vždy o něco vyšší, ale nikdy nejsou nižší, než by měly být, až na výjimku u 300 J. To je dáno o něco slabšími parametry kondenzátoru, než byl doporučen, kdy doporučená kapacita byla 196 μF a jmenovité napětí 2300 V a kondenzátor použitý v modulu byl s parametry kapacity 175 μF a napětím 1800 V. Dalším aspektem, proč byl 300 J výboj nižší, bylo interní nastavení modulu, kdy deska neumožní podat delší výboj v první fázi než 13 ms a v druhé fázi než 7 ms. Je to z toho důvodu, že hodnoty impulsů nad 20 ms se už u lineárních bifázických defibrilačních impulsů dle nejnovějších standardů nedoporučují.

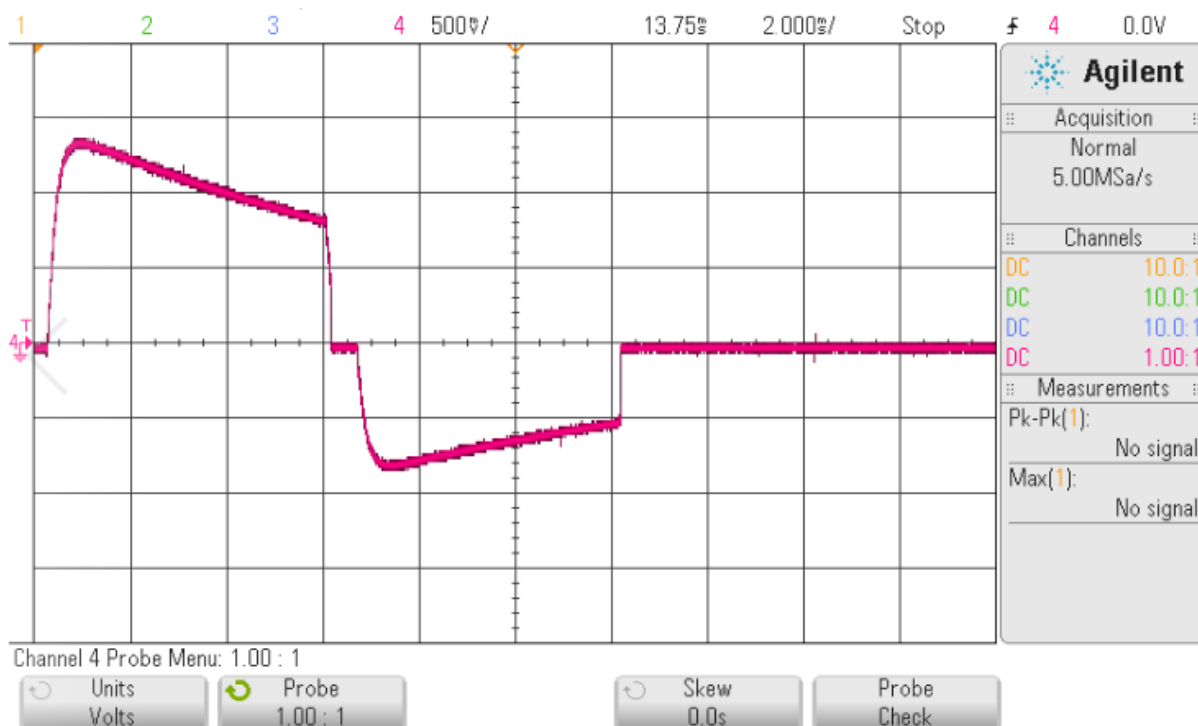


Graf 1 Rozdíl mezi naměřenou a skutečnou hodnotou



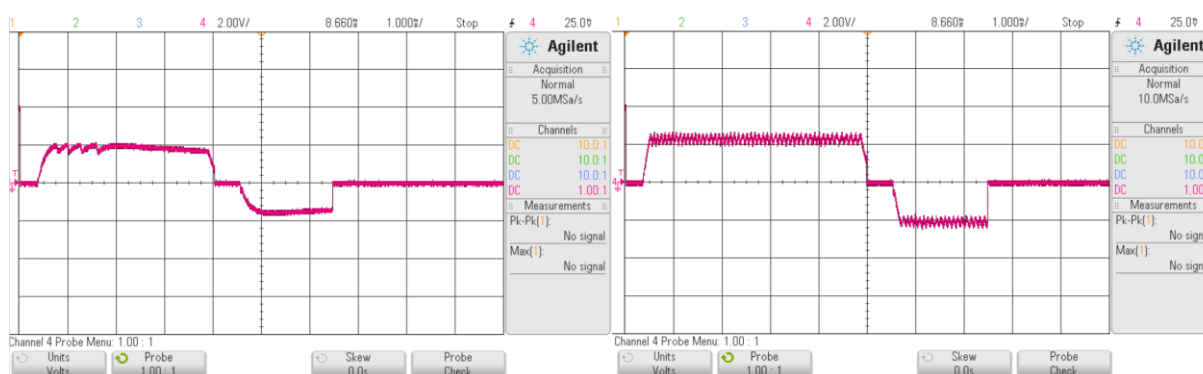
Graf 2 Porovnání napětí a času

Graf výše vyjadřuje celkový přehled mezi dobou trvání impulzů a průměrným proudem v dané fázi. Zde je vcelku neobvyklé, že není dána pevná doba trvání daného impulzu v celé škále nastavitelných hodnot jako u většiny přístrojů, ale je zde proměnlivé střídání doby impulzů. To má za následek i střídání hodnot proudu. Tedy neplatí, že čím vyšší energie, tím bude vyšší hodnota průměrného proudu. Do 20 J průměrný proud i doba impulzu postupně stoupá. Ve 30 J ovšem hodnota průměrného proudu klesá dokonce na nižší hodnotu, než byla u 20 J na úkor značně prodloužené doby impulzu. V 70 J už ovšem průměrná hodnota proudu rapidně vzrostla, přičemž doba impulzu se zkrátila skoro o polovinu. Od 100 J už jde vidět omezení proudově řízeného rectilineárního rázového impulzu, kdy až do hodnoty 250 J je průměrný proud téměř konstantní. Při rostoucích hodnotách energie a téměř stagnujících hodnotách proudu je tak logické, že už rapidně vzrostly i doby impulzů. Vývoj grafu ve 300 J potvrzuje výše zmíněnou problematiku kondenzátoru spolu s řídicím obvodem a maximální dobou povoleného defibrilačního impulzu.



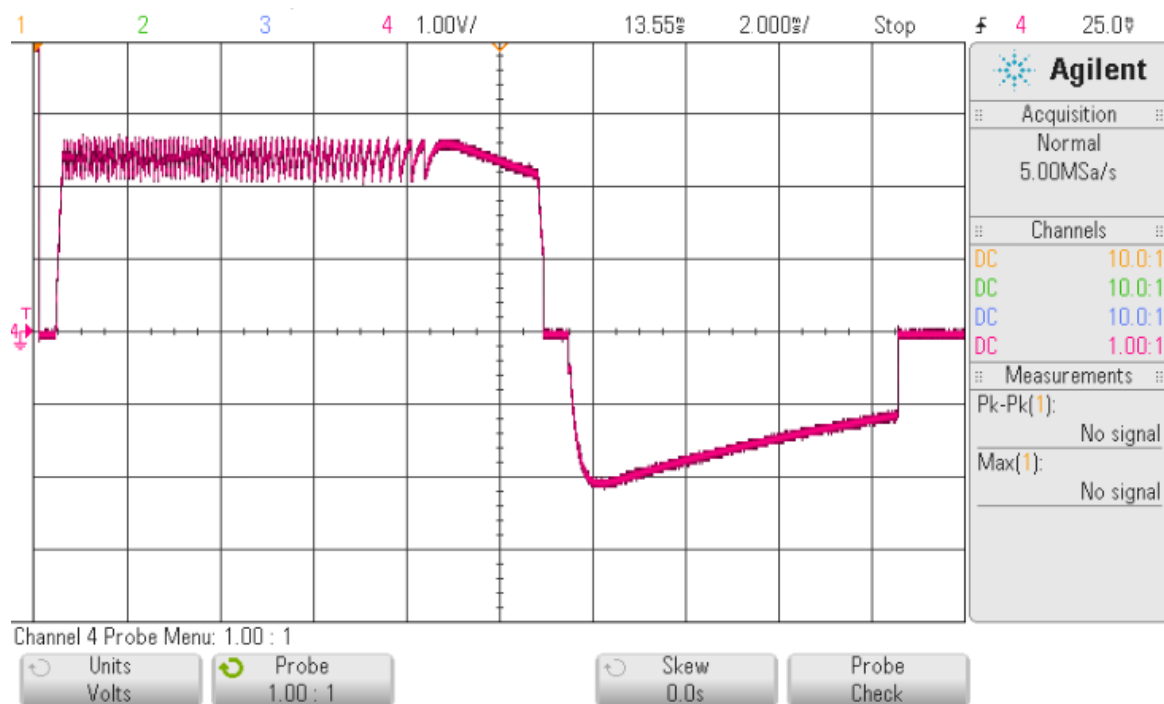
Obrázek 40 Defibrilační výboj při 30 J

Při zobrazení defibrilačního výboje na osciloskopu je patrné, že při energiích do 30 J ještě nemusí být využíván proudové omezení při špičce (maximální hodnota v první fázi 11 A). Výboj 30 J je trochu specifitější. Jak bylo patrné v tabulce i na grafu výše, tak tento výboj poněkud vyčnívá, protože používá nižší proud na úkor delšího výboje, a i defibrilační křivka je zde zdaleka nejvíc nelineární, což potvrdila i hodnota náklonu, která je zde na úrovni 63 %. Výboje u nižších energií jsou daleko více lineární.



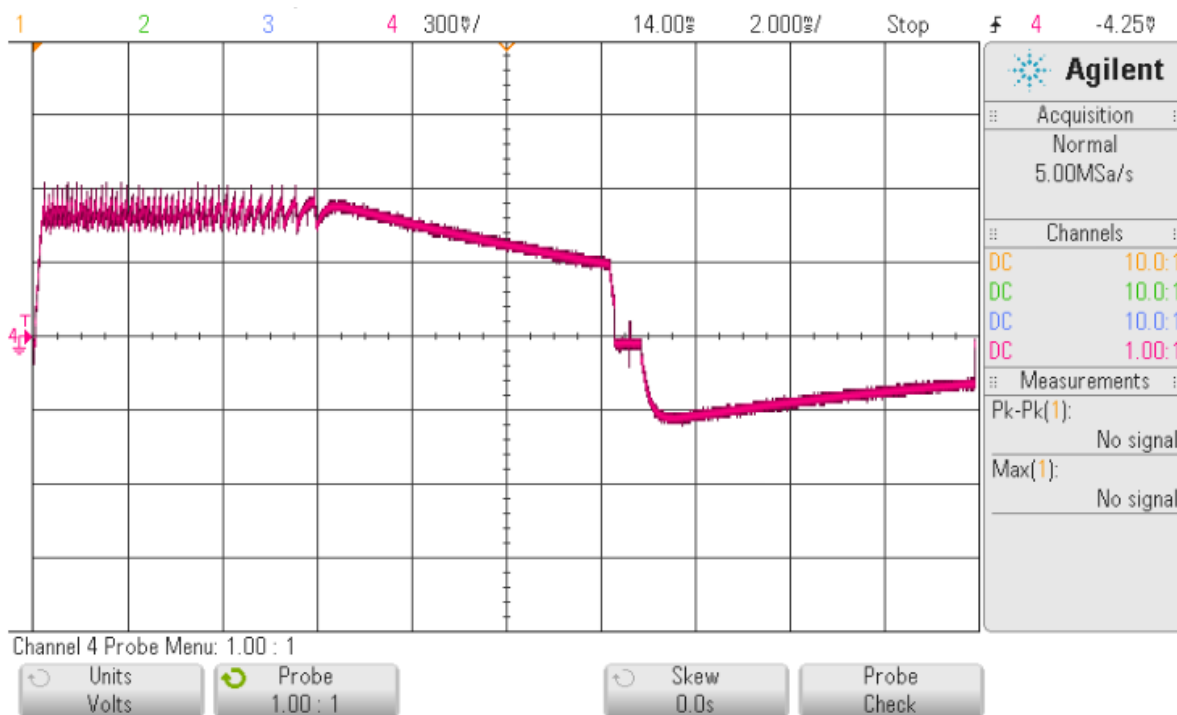
Obrázek 41 Defibrilační výboj při 50 a 100 J

Při výboji 50 J už je patrné částečné proudové omezení. To samé platí i pro výboj 100 J, kde je proudové omezení v plném rozsahu v první a druhé fázi. Proudové omezení je zde proto, aby se tělo zbytečně nezatěžovalo příliš vysokými hodnotami špiček proudových impulzů, které spíše škodí, než pomáhají. Zde už je patrný lineární obdélníkový tvar defibrilačního impulsu, výrobcem nazývaného taktéž jako rectilineární. Konstantnější hodnota proudu je potvrzena i nižším náklonem, pro 50 J 29 % a 14 % pro 100 J.



Obrázek 42 Defibrilační výboj při 250 J

Do výbojů 200 J je proudové omezení uplatňováno v celém pásmu defibrilačního výboje jako tomu bylo u obrázku 41. Od 250 J je proud omezován jen ke konci 1. fáze, protože se napětí kondenzátoru už snížilo tak moc, že ho už nelze udržet na požadované hladině.



Obrázek 43 Defibrilační výboj při 300 J

U 300 J už je patrné, že kondenzátor nezvládá vydat takovou energii a lze vidět protažení defibrilačního výboje na maximální dobu, která je dle nejnovějších standardů ještě doporučitelná (max 20 ms).

8 Realizace srovnávacích měření na komerčních přístrojích

Srovnání probíhá se třemi defibrilačními přístroji. Jedná se o dva bifázické a jeden monofázický. Opět budou probíhat měření na stejném testeru defibrilátoru se stejně nastavenými parametry (Normal sinus EKG, BPM 60, zátěžový odpor=50 Ω).

8.1 FUKUDA DENSHI PS-55

Jedná se o nejstarší zkoušený defibrilační přístroj, vyráběl se v letech 1986 až 1989 v Japonsku. Jedná se o manuální defibrilátor s monofázickým výbojem.



Obrázek 44 FUKUDA DENSHI FC-550

Tabulka 11 Tabulka parametrů výboje FUKUDA DENSHI FC-550

Energie [J]	Naměřená Energie [J]	Špičkové napětí [V]	Špičkový proud [A]	Doba nabíjení kondenzátoru [s]
20	22,1	724	14,5	1,5
40	41,7	1004	20,1	2
70	70,7	1314	26,3	2
100	102,2	1583	31,7	2
150	151,7	1929	38,7	3
200	201,7	2225	44,6	4
250	252,6	2496	50,1	5
360	362	2997	60,1	6

Jak lze vidět v tabulce, tak naměřená energie odpovídá požadované hodnotě, takže je defibrilační přístroj velice přesný i po letech. Kondenzátor si dokázal udržet kapacitu a bez problémů zvládnul i 360 J výboj. Zde už doba výboje je konstantní. Výboj trvá vždy 7 ms. Proto se jen postupně zvedají hodnoty napětí a proudu, kdy nejvyšší hodnota napětí atakuje téměř 3kV a hodnota proudu přesahuje 60 A.



Graf 3 Hodnoty špičkových proudů pro FUKUDA DENSHI FC-550

8.2 PHILIPS HEARTSTART XL

Jedná se o přenosný poloautomatický defibrilátor, který lze používat na baterie i na zdroj. Zde je možné vybrat mezi AED defibrilací nebo manuálním režimem. Začátek prodeje započal v roce 2000 a oficiálně skončil v roce 2012. Nicméně se stále hojně prodává do nemocnic jako repasovaný. Má patentovaný exponenciální bifázický impuls.

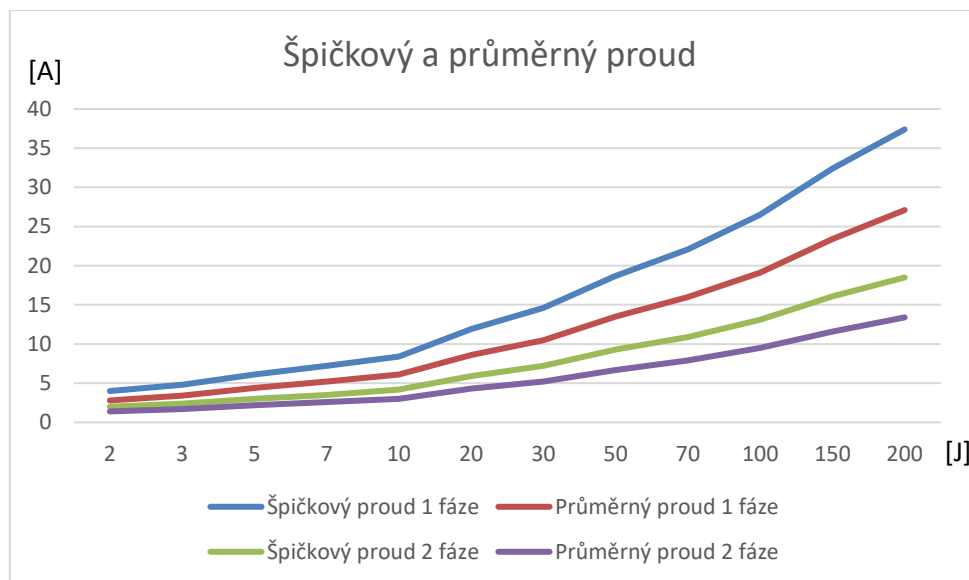


Obrázek 45 Philips HEARTSTART XL

Tabulka 12 Přehled hodnot defibrilačního impulsu Philips HEARTSTART XL

Energie [J]	Naměřená energie [J]	Špičkové napětí [V]		Průměrné napětí [V]		Špičkový proud [A]		Průměrný proud [A]	
		1. fáze [V]	2. fáze [V]	1. fáze [V]	2. fáze [V]	1. fáze [A]	2. fáze [A]	1. fáze [A]	2. fáze [A]
2	2,2	197	98	142	71	4	2	2,8	1,4
3	3,2	238	118	172	86	4,8	2,4	3,4	1,7
5	5,2	303	151	219	109	6,1	3	4,4	2,2
7	7,2	357	177	258	128	7,2	3,5	5,2	2,6
10	9,9	420	209	304	151	8,4	4,2	6,1	3
20	19,8	593	293	428	212	11,9	5,9	8,6	4,3
30	29,6	726	360	525	260	14,6	7,2	11	5,2
50	48,8	933	462	674	334	18,7	9,3	14	6,7
70	68,4	1103	546	797	395	22,1	10,9	16	7,9
100	97,9	1320	654	953	473	26,5	13,1	19	9,5
150	146,8	1616	801	1168	579	32,4	16,1	23	11,6
200	195,8	1867	925	1349	669	37,4	18,5	27	13,4

Philips Heartstart XL od 10 J podává o něco nižší výboj, než by měl. Největší rozdíl byl u nejvyšší hodnoty 200 J, kde je hodnota o 4,2 J nižší. Pokud bychom se ale řídili testovým softwarem ANSUR, tak by defibrilátor kontrolou prošel, protože tolerance se udává do $\pm 10\%$. Defibrilátor má pevný interval doby pulzu, kdy první fáze má 4,1ms a druhá taktéž. Interval mezi fázemi je 0,5 ms. Hodnota náklonu je konstantní na úrovni 75 %.



Graf 4 Průměrný a špičkový proud

Graf potvrzuje konstantní dobu trvání impulsu, kdy se se zvětšující energií exponenciálně zvětšuje i hodnota proudu. Stále stejný poměr rozdílu mezi průměrným a špičkovým proudem potvrzuje taktéž konstantní hodnotu náklonu, což znamená, že impuls má při všech hodnotách energií stejný tvar křivky.

8.3 PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1

Jedná se o extrémně odolný přenosný AED defibrilátor, který lze i napájet pomocí zdroje. Umí jak AED, tak i manuální defibrilaci a také synchronizovanou defibrilaci. Přístroj umí měřit i SpO_2 . Začal se vyrábět v roce 2005 a s lehkými úpravami se prodává i nyní. Jedná se o bifázický defibrilátor.

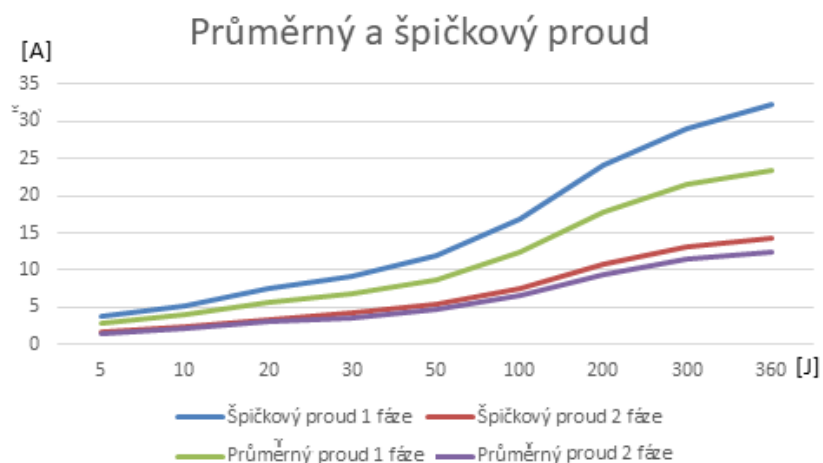


Obrázek 46 PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1

Tabulka 13 Přehled hodnot defibrilačního impulsu Primedic Defimonitor XD1

Energie [J]	Naměřená energie [J]	Špičkové napětí [V]		Průměrné napětí [V]		Špičkový proud [A]		Průměrný proud [A]	
		1. fáze [V]	2. fáze [V]	1. fáze [V]	2. fáze [V]	1. fáze [A]	2. fáze [A]	1. fáze [A]	2. fáze [A]
5	5	185	86	140	75	3,7	1,7	2,8	1,5
10	9,9	259	121	196	106	5,2	2,4	3,9	2,1
20	20	372	170	278	149	7,5	3,4	5,6	3
30	29,9	458	208	340	182	9,2	4,2	6,8	3,6
50	49,8	594	268	439	235	11,9	5,4	8,8	4,7
100	99,9	845	377	621	331	16,9	7,6	13	6,6
200	200,9	1203	536	881	471	24,1	10,7	18	9,4
300	300,7	1450	660	1079	580	29,1	13,2	22	11,6
360	352	1614	706	1165	619	32,4	14,2	23	12,4

Přesnost podaných výbojů je u tohoto defibrilátoru nejvyšší. Až na poslední výboj, kde už je znát pravděpodobně vyšší opotřebení kondenzátoru. Tento defibrilátor má také pevný interval doby impulzů, v první fázi 11,2 ms, doba T1-T2 je zde nejkratší ze všech testovaných defibrilátorů a to 0,2 ms a doba T2 je 3,7ms. Hodnota nachýlení pulzu je zde konstantní na úrovni 71 %.

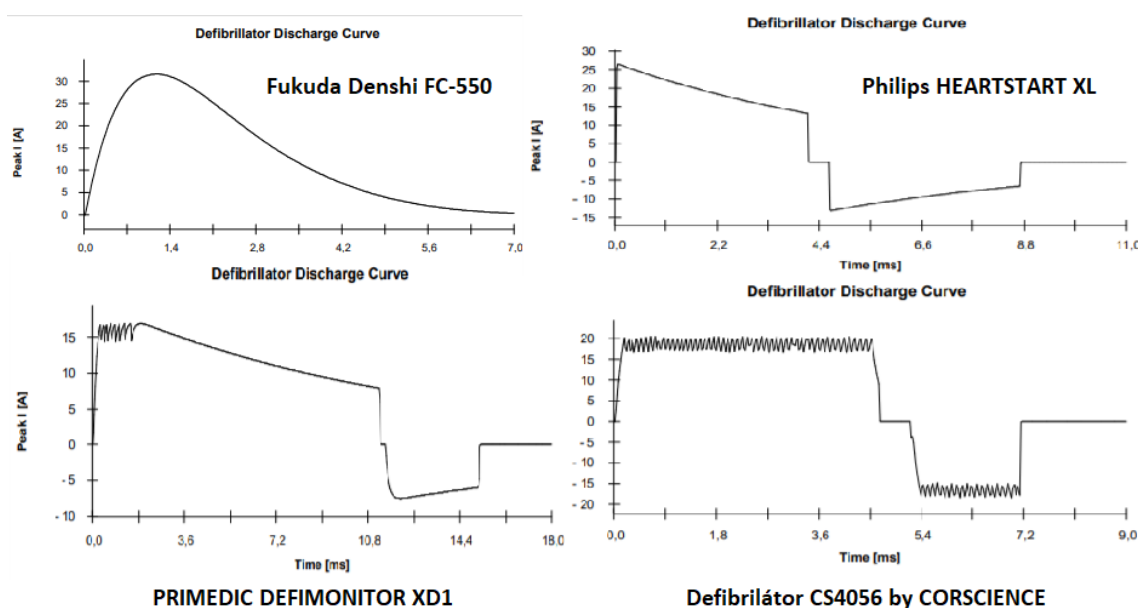


Graf 5 Průměrný a špičkový proud

Zde na grafu je opět potvrzené to, co v předchozím případě, že se se zvětšující energií exponenciálně zvětšuje i hodnota proudu. Stále stejný poměr rozdílu mezi průměrným a špičkovým proudem potvrzuje taktéž konstantní hodnotu nachýlení, což znamená, že impuls má při všech hodnotách energií stejný tvar křivky.

9 Zpracování a vyhodnocení výsledků

Na závěr práce došlo k porovnání defibrilačních pulzů. Byly zde srovnávány 3 komerční přístroje s modulem CS4056. Na obrázku níže lze vidět defibrilační průběhy jednotlivých výrobců při nastavené energii 100 J. Je to takové částečné generační setkání postupného vývoje defibrilačních křivek. Nejstarší Fukuda Denshi podává ještě monofázický výboj s vysokou hodnotou protékajícího proudu s krátkou dobou trvání pulzu 7 ms. Defibrilační přístroj Philips HEARTSTART XL se už řadí mezi bifázické defibrilační přístroje s nelineárním impulzem. Tento typ ovšem ještě nemá zcela dokonale konstantní hladinu defibrilačního proudu. PRIMEDIC DEFIMONITOR XD1 obsahuje již o generaci novější defibrilační impuls, který má lineárně optimálně řízený defibrilační impuls. Na defibrilačním výboji tohoto defibrilátoru lze vidět, že špička je zde proudově omezována a tím je pacient ochráněn před nežádoucí příliš vysokou špičkovou hodnotou proudu. Modul CS4056 má ovšem ještě dokonalejší průběh výboje, protože křivka výboje je zde konstantní s malými odchylkami způsobená proudovým omezením. Impulz je tedy lineární.



Obrázek 47 Srovnání naměřených defibrilačních výbojů

Grafy názorně zobrazují vliv délky trvání impulzů na velikost hodnoty proudu. U starších typů (Fukuda, Philips) ještě nelze tak dokonale prodloužit dobu vybíjení kondenzátoru, a proto je potřeba daleko vyšších hodnot proudu než u defibrilátoru Primedic. Každý z výrobců má pevně danou dobu defibrilačního výboje pro všechny energie stejnou až na modul CS4056. Zde je doba trvání defibrilačního výboje proměnlivá a pro každou hodnotu energie jiná. Je jen omezena maximální délkou, která se řídí doporučením, že doba trvání defibrilačního pulzu nesmí překročit dobu trvání 20 ms.

Tabulka 14 Doby defibrilačních výbojů

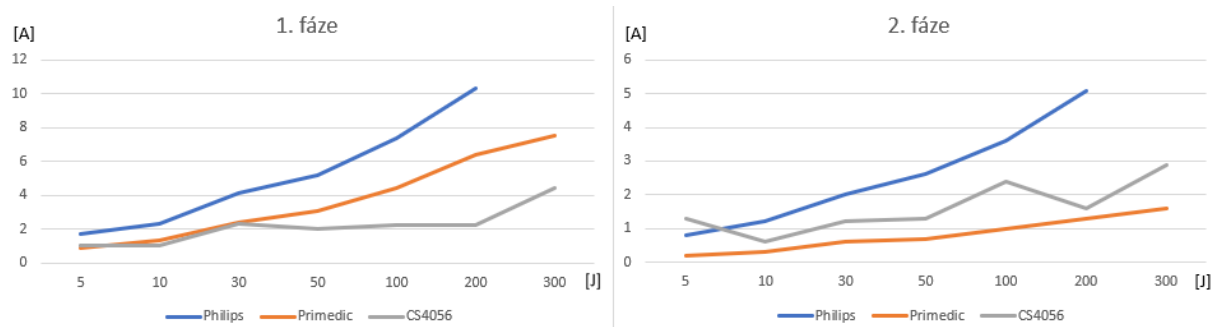
Model defibrilátoru	T1 (ms)	T2 (ms)	T1-T2 (ms)	T (ms)
Philips	4,1	4,1	0,5	8,7
Primedic	11,7	3,7	0,2	15,6
CS4056	1,1 až 12,6	1,1 až 7,1	0,5	2,7 až 20,2

Dle měření má nejdelší i nejkratší dobu defibrilačního výboje laboratorní defibrilátor CS4056 v závislosti na velikosti vybrané energie. Zajímavý je, že Primedic má velký rozdíl mezi dobou trvání T1 a T2 a také nejkratší dobu mezi fázemi.

Tabulka 15 Porovnání doby nabíjení kondenzátorů

Energie [J]	Doba nabíjení kondenzátoru [s]			
	Fukuda	Philips	Primedic	CS4056
20	1,5	1,5	1,5	2
70	2	2,5	-	3
100	2	3,5	3,5	4
150	3	5	-	4,5
200	4	6	6	7
300	-	-	10	11,5

Výsledky naměřených nabíjecích časů poukazují, že nejrychleji nabíjí kondenzátor defibrilátor značky Fukuda. To bude zapříčiněno pravděpodobně jednodušší technikou než u bifázických defibrilátorů. Philips a Primedic mají stejné časy nabíjení a laboratorní defibrilátor CS 4056 se nabíjí o trochu déle. To může být kvůli pomalejší reakci programu na přijaté hodnoty, kdy se přijaté příkazy musí přepočítávat. Nicméně všechny tyto měření mohou být nepatrně ovlivněny zpožděním vzniklým reakcí uživatele na dobitý kondenzátor.



Graf 6 Rozdíl mezi špičkovým a průměrným proudem

Na závěr jsou porovnány rozdíly mezi špičkovým a průměrným proudem pro dané měření ve fázi. V první fázi jde vidět srovnání generací bifázických defibrilačních přístrojů. Největší rozdíly má Philips, protože se jedná, jak už bylo zmíněno o nelineární bifázický výboj, který má největší hodnotu nachýlení. Primedic má částečné proudové omezení ve špičkách, proto se taky řadí mezi Philips a rectilineární CS4056.

Tabulka 16 Porovnání defibrilátorů v změřených proudových hodnotách

Energie [J]	Špičkový proud [A]						Průměrný proud [A]					
	Philips		Primedic		CS4056		Philips		Primedic		CS4056	
	1 fáze	2 fáze	1 fáze	2 fáze	1 fáze	2 fáze	1 fáze	2 fáze	1 fáze	2 fáze	1 fáze	2 fáze
5	6,1	3	3,7	1,7	7,9	6,9	4,4	2,2	2,8	1,5	6,9	5,6
10	8,4	4,2	5,2	2,4	7,8	5,9	6,1	3	3,9	2,1	6,8	5,3
30	14,6	7,2	9,2	4,2	11	6,4	10,5	5,2	6,8	3,6	8,7	5,2
50	18,7	9,3	11,9	5,4	16,5	12,7	13,5	6,7	8,8	4,7	14,5	11,4
100	26,5	13,1	16,9	7,6	20,5	18,5	19,1	9,5	12,5	6,6	18,3	16,1
200	37,4	18,5	24,1	10,7	21,6	17,3	27,1	13,4	17,7	9,4	19,4	15,7
300	-	-	29,1	13,2	23,5	11,8	-	-	21,6	11,6	19,1	8,9

V druhé fázi je rozdíl znovu pochopitelně největší u Philips. CS4056 má zde už nepatrně větší odchylky než Primedic. To je způsobené tím, že hodnoty proudu ve druhé fázi jsou u CS4056 výrazně vyšší než u Primedic, takže i přes rectilineární výboj jsou oscilace zásahu proudového kontroloru v absolutních hodnotách větší než nelineární průběh Primedic ve druhé fázi.

Závěr

Cílem diplomové práce bylo nejprve rozebrání účinků elektrického proudu na lidský organismus spolu se seznámením se s defibrilačními přístroji. Díky těmto znalostem mohlo být posléze realizováno vytvoření funkčního laboratorního defibrilačního přístroje z modulu CS4056 by Corscience.

Práce se nejprve zabírala modulem defibrilátoru, jenž je automatickým externím defibrilátorem s patentovaným dvoufázovým defibrilačním impulzem. Protože byl dodán jen jako základní deska, byla zde potřeba vytvořit z něj funkční defibrilační přístroj. Základem byl dostatečně dimenzovaný kondenzátor. Volbou byl kondenzátor značky KEMET s jmenovitým napětím 1800 VDC a kapacitou 175 μF . Pro snadné a bezpečné použití modulu byla potřeba zvolit správné konektory. Jsou zde 3 typy konektorů. Prvním konektorem bylo připojení USB. To u modulu slouží ke komunikaci s PC. Dalším konektorem je připojení ke zdroji. Posledními konektory jsou banánky sloužící jako vstup i výstup defibrilačního přístroje. Volba banánku zde byla z důvodu snadného a bezpečného spojení s analyzátozem defibrilátorů FLUKE 7000dp. Tyto konektory a kondenzátor spolu se základovou deskou ovšem bylo potřeba bezpečně uchytit. Proto byla v programu Fusion 360 vymodelována na míru ochranná krabička, která brala v potaz velikost kondenzátoru spolu s otvory pro konektory a bezpečně uzavřela nebezpečný vysoko-napěťový obvod.

Zabezpečený laboratorní defibrilační přístroj byl posléze nutný zprovoznit i softwarově. Protože modul komunikoval přes UART protokol a počítače již nejsou vybaveny standardem RS-232, byl potřeba použít USB-UART převodník. Program byl navržen ve vývojovém prostředí LabVIEW. Program umožňuje zobrazení potřebné komunikace k umožnění podání defibrilačního výboje spolu s možností nastavení režimu a výběru parametrů výboje se zobrazením stavu nabíjení kondenzátoru s možností následného uložení výsledného protokolu.

Defibrilační výboje byly analyzovány testerem defibrilátorů FLUKE 7000dp. Byly zaznamenány a komentovány všechny měřitelné parametry výboje spolu s vykreslením průběhu defibrilačních křivek. Zajímavostí tohoto defibrilačního přístroje byla proměnlivá doba defibrilačního výboje spolu s rozdílným tvarem defibrilační křivky v závislosti na velikosti výboje. Energie do 30 J ještě neměly použity proudové omezení. Energie od 50 J do 250 J už obsahovaly proudové omezení a měly ideální rectilineární výboj. Při maximální energii 300 J se projevila nedostatečná kapacita kondenzátoru a výboj byl značně poddimenzován. Na závěr došlo k porovnání výbojů s komerčními přístroji a následném vykreslení jejich průběhů při stejné energii 100 J. Zajímavé bylo, že komerční defibrilátory měly stále stejný tvar defibrilační křivky spolu se stejným časem pro všechny nastavitelné hodnoty defibrilačního výboje.

Literatura

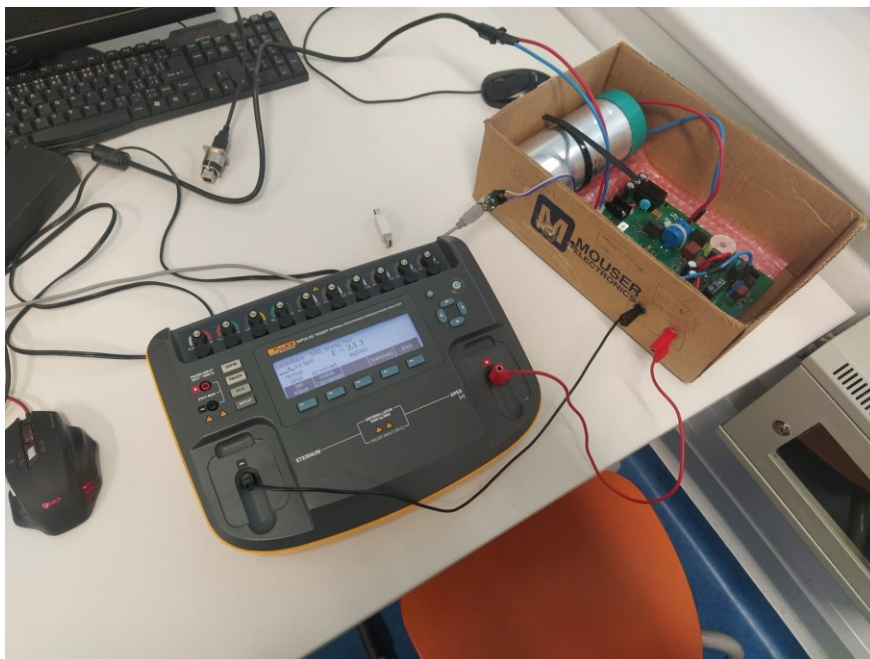
- [1] MEDUNA, Vladimír a Ctirad KOUDELKA. *Účinky elektrického proudu na lidský organismus* [online]. In: . 2006, s. 5 [cit. 2021-4-29]. Dostupné z: http://fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/Bakalarske/prednasky/pred_ZEP/Ucinky%20el.%20proudu.pdf
- [2] NOVOTNÁ, Ivana. *Biofyzika: Biofyzika tkáně* [online]. Střední průmyslová škola elektrotechnická Brno Kounicova , 35 [cit. 2020-11-12]. Dostupné z: <http://www.sspbrno.cz/elearning/>
- [3] Fyziologie srdce [online]. Muni, 2016, s. 56 [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/1411/podzim2016/BRFL0111p/um/srdce_bakalari_BMT.pdf
- [4] NOVOTNÁ, Ivana. *Biofyzika: Biofyzika buňky* [online]. Střední průmyslová škola elektrotechnická Brno, Kounicova , 19 [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: <http://www.sspbrno.cz/elearning/>
- [5] Převodní systém srdeční. *Wikiskripta* [online]. 21. 11. 2018 [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/P%C5%99evodn%C3%AD_syst%C3%A9m_srde%C4%8Dn%C3%AD
- [6] Popis EKG. *Wikiskripta* [online]. 2020 [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Popis_EKG
- [8] BEDNARČÍK, MUDr. Peter. Ischemická choroba srdeční. *Biomag* [online]. 2019, 11 září 2019 [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: <https://www.biomag.cz/ischemicka-choroba-srdecni/>
- [9] *Poruchy srdečního rytmu* [online]. Wikiskripta, 26. 1. 2021 [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Poruchy_srde%C4%8Dn%C3%ADho_rytmu
- [10] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTÝNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 2*. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství, 2013. ISBN 978-80-248-3108-4.
- [11] IVÁK, Peter a Patrik MAĎA. Základní patofyziologie kardiovaskulárního systému. *Fblt* [online]. [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: <http://fb.lt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/3-zakladni-patofyziologie-kardiovaskularniho-systemu/#:~:text=Z%C3%A1kladn%C3%ADmi%20poruchami%20srde%C4%8Dn%C3%ADch%20chlopn%C3%AD%20jsou,odd%C3%ADlu%20nach%C3%A1zej%C3%ADc%C3%ADho%20se%20p%C5%99ed%20chlopn%C3%AD>
- [12] MARCIÁN, Pavel, Bronislav KLEMENTA a Olga KLEMENTOVÁ. *Elektrická kardioverze a defibrilace* [online]. In: . 2011, s. 6 [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: <https://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2011/01/05.pdf>
- [13] ALTRICHTEROVÁ, Hana. *Lékařská přístrojová technika – učební texty pro 4.ročník* [online]. In: . Střední průmyslová škola elektrotechnická Brno, Kounicova, s. 222 [cit. 2021-02-06]. Dostupné z: <http://www.sspbrno.cz/elearning/>
- [14] HANDL, Zdeněk. *Externí transtorakální defibrilace a kardiostimulace: teorie a praxe*. Vyd. 2., přeprac. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2011. ISBN 978-80-7013-531-0.
- [15] RESUSCITATIONCENTRAL, resuscitationcentral DEFIBRILLATION [online]. 2010. Dostupné z: <http://www.resuscitationcentral.com/defibrillation/biphasic-waveform/>

- [16] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [17] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. Ilustroval Viktorie VLACHOVÁ. Praha: BEN – technická literatura, 2008. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [18] Professional External Defibrillator Module CS4056. *Corscience* [online]. 2007, 83 [cit. 2020-12-07]. Dostupné jako příloha číslo x
- [19] Životní energie. Popis srdce a srdeční činnosti [online]. 6.03.2007. 2007 [cit. 2021-1-15]. Dostupné z: <http://zivotni-energie.cz/popis-srdce-a-srdecni-cinnosti.html>.
- [20] RITTER, David J. *LabVIEW GUI: essential techniques*. New York: McGraw-Hill, c2002. ISBN 0-07-136493-5.
- [21] Corscience Professional Defibrillator Module. *Corscience* [online]. [cit. 2021-02-07]. Dostupné z: https://www.corscience.de/wp-content/uploads/2020/05/CS60175D-en_BDM65.pdf
- [22] *KEMET Electronics Corporation: C44U M* [online]. 2020. One East Broward Boulevard Fort Lauderdale, FL 33301 USA [cit. 2021-03-10]. Dostupné z: https://content.kemet.com/datasheets/KEM_F3119_C44U_M.pdf
- [23] KUBŮ, Veronika. Defibrilátor. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Doc. Ing. MILAN CHMELÁŘ, CSc
- [24] *Future Technology Devices International Ltd MM232R USB: Serial UART Development Module Datasheet* [online]. In: . 12. 3. 2010, s. 24 [cit. 2021-4-27]. Dostupné z: <http://www.farnell.com/datasheets/1693492.pdf>
- [25] Ischemická choroba srdeční. *Nemocnice České Budějovice* [online]. [cit. 2021-4-27]. Dostupné z: <https://www.nemcb.cz/oddeleni/kardiochirurgicke-oddeleni/co-lecime-spektrum-vykonu/ischemicka-choroba-srdecni/>
- [26] Defibrillator. *American History* [online]. [cit. 2021-4-27]. Dostupné z: https://americanhistory.si.edu/collections/search/object/nmah_725468
- [27] History and Science of Cardiac Defibrillators. *Medgadget* [online]. 12. 11. 2008 [cit. 2021-4-27]. Dostupné z: https://www.medgadget.com/2008/11/history_and_science_of_cardiac_defibrillators.html
- [28] Akční potenciál (fyziologie). *Wikiskripta* [online]. [cit. 2021-4-29]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Ak%C4%8Dn%C3%AD_potenci%C3%A1l_\(fyziologie\)](https://www.wikiskripta.eu/w/Ak%C4%8Dn%C3%AD_potenci%C3%A1l_(fyziologie))
- [29] NOVOTNÁ, Ivana. *Biofyzika: Kardiovaskulární systém* [online]. In: . s. 27 [cit. 2021-4-29]. Dostupné z: <http://www.sspbrno.cz/elearning/index.php>

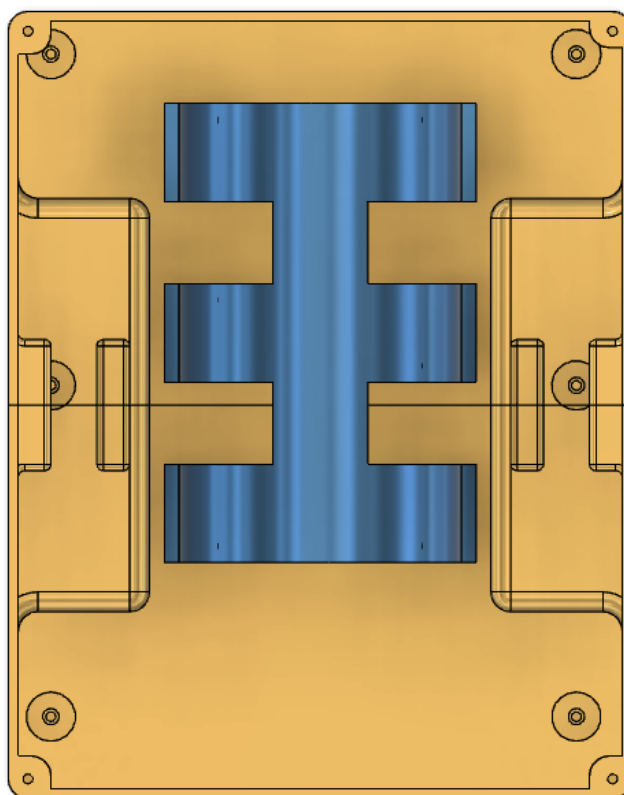
Seznam příloh

- I První funkční prototyp
- II Koncept: Pohled z hora
- III Koncept: Spodní pohled
- IV Koncept: Vnitřní struktura
- V Výtisk ochranného krytu
- VI Schéma funkčního defibrilačního přístroje
- VII Parametry nastavení výboje u Manual Paediatric
- VIII Case struktury programu (Acoustic_signal_capacitor_charging)
- IX Case struktury programu (Shock_enable_request)
- X Case struktury programu (HV_shock_not_given)
- XI Case struktury programu (HV_ready_for_shock)
- XII Definování počátečních podmínek
- XIII Cesta k uložení
- XIV Zobrazení části komunikace s modulem
- XV Zobrazení části komunikace s modulem 2

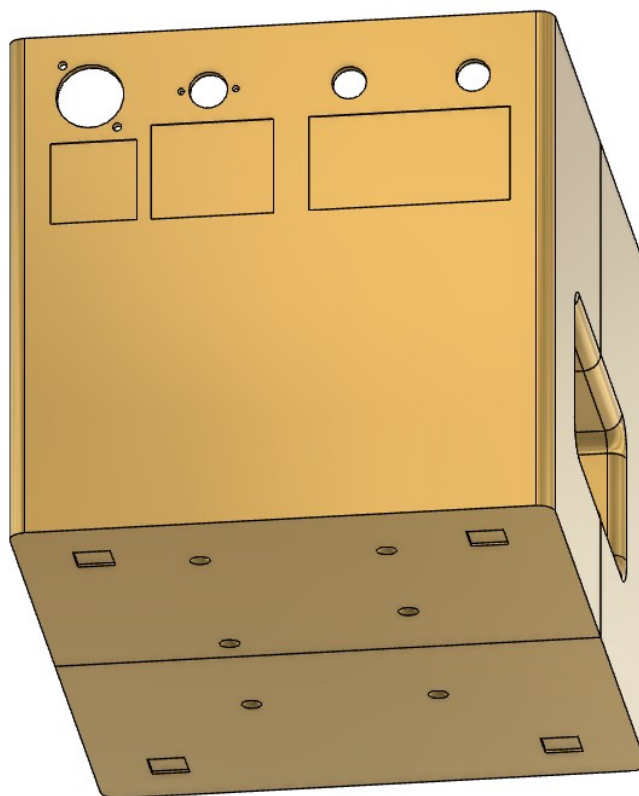
Přílohy



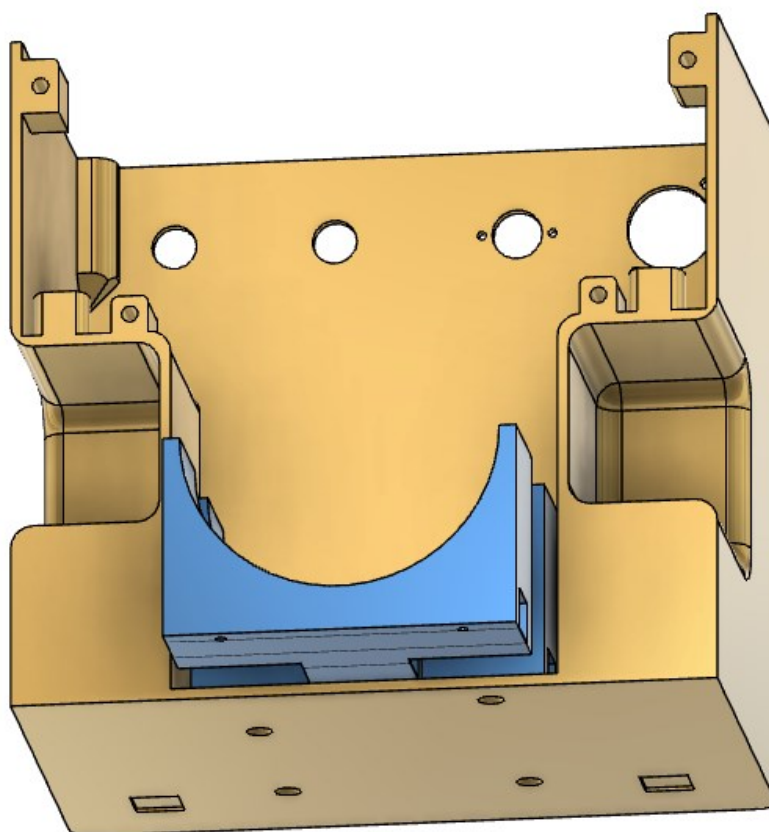
Příloha I: První funkční prototyp



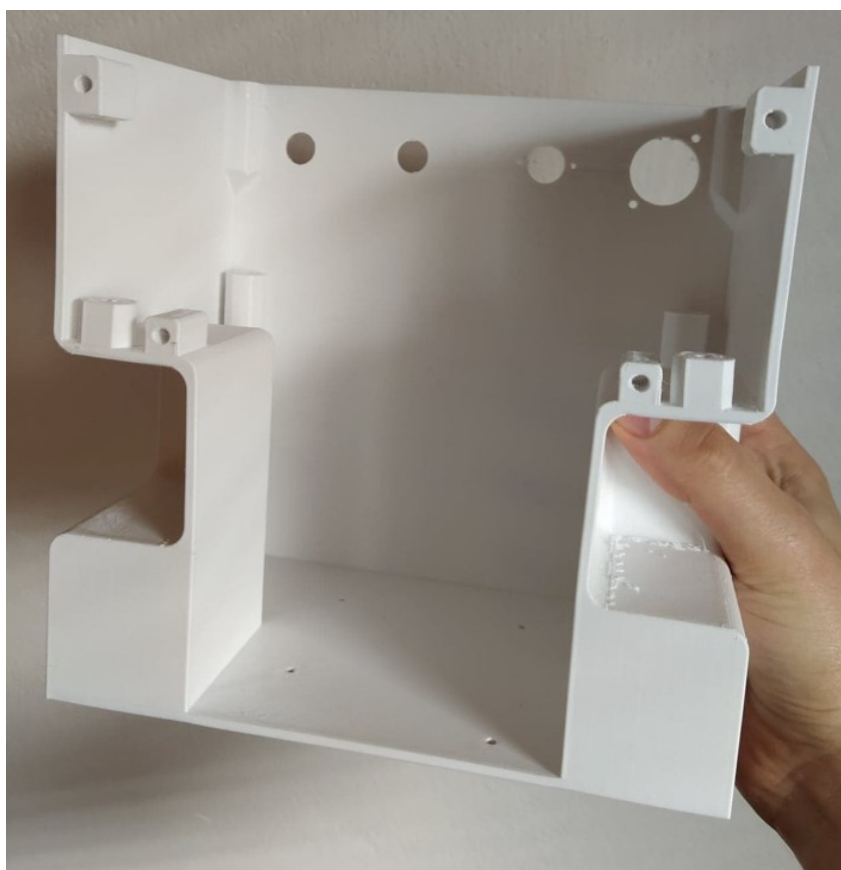
Příloha II: Koncept: Pohled z hora



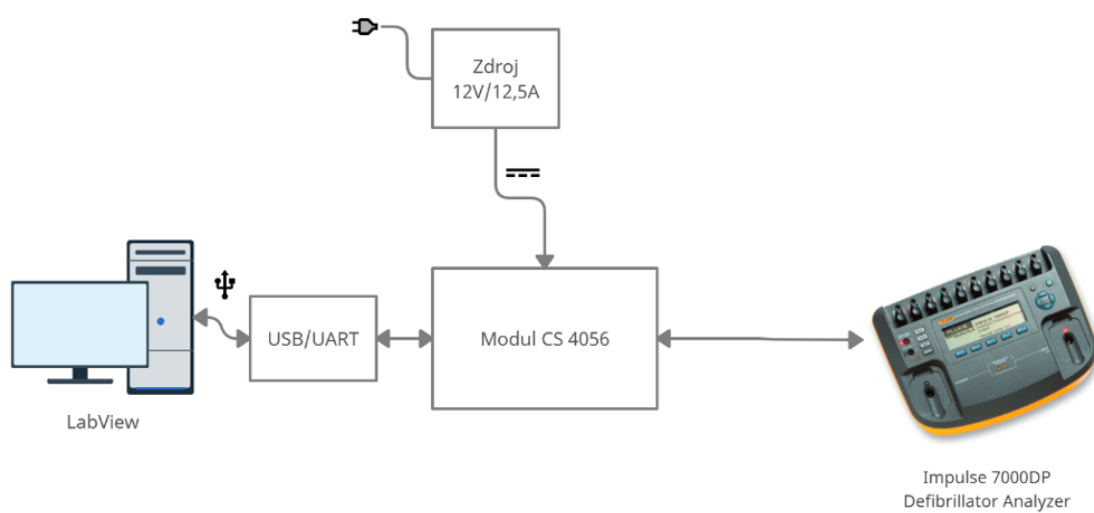
Příloha III: Koncept: Spodní pohled



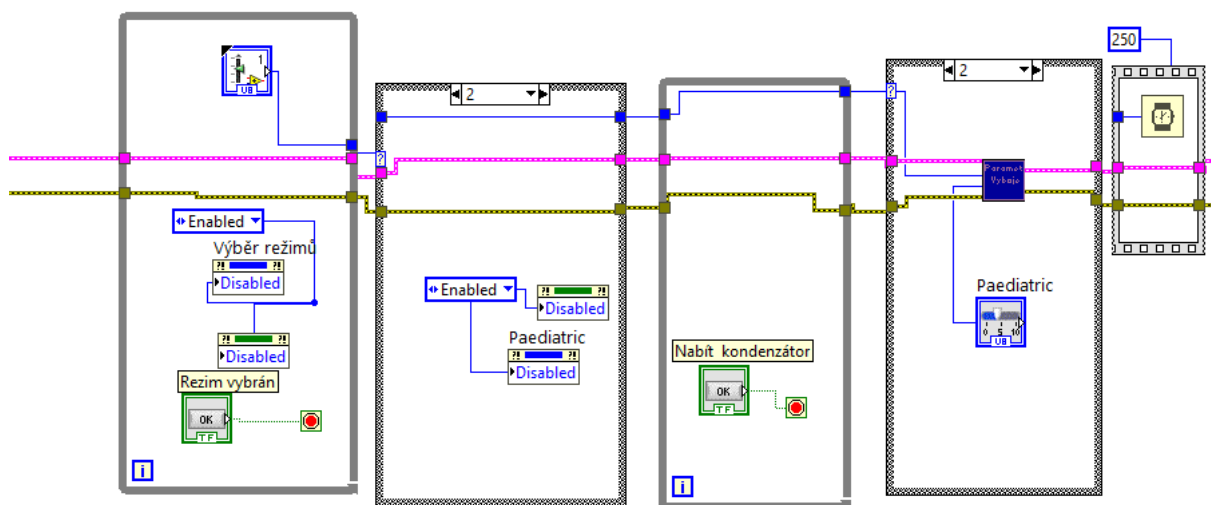
Příloha IV: Koncept: Vnitřní struktura



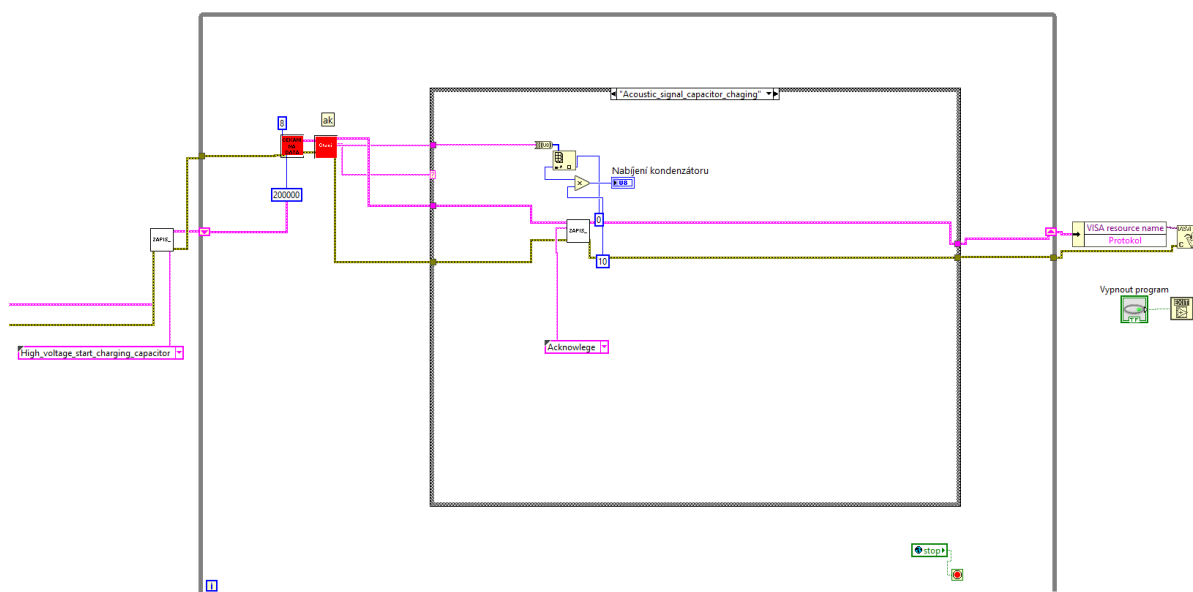
Příloha V: Výtisk ochranného krytu



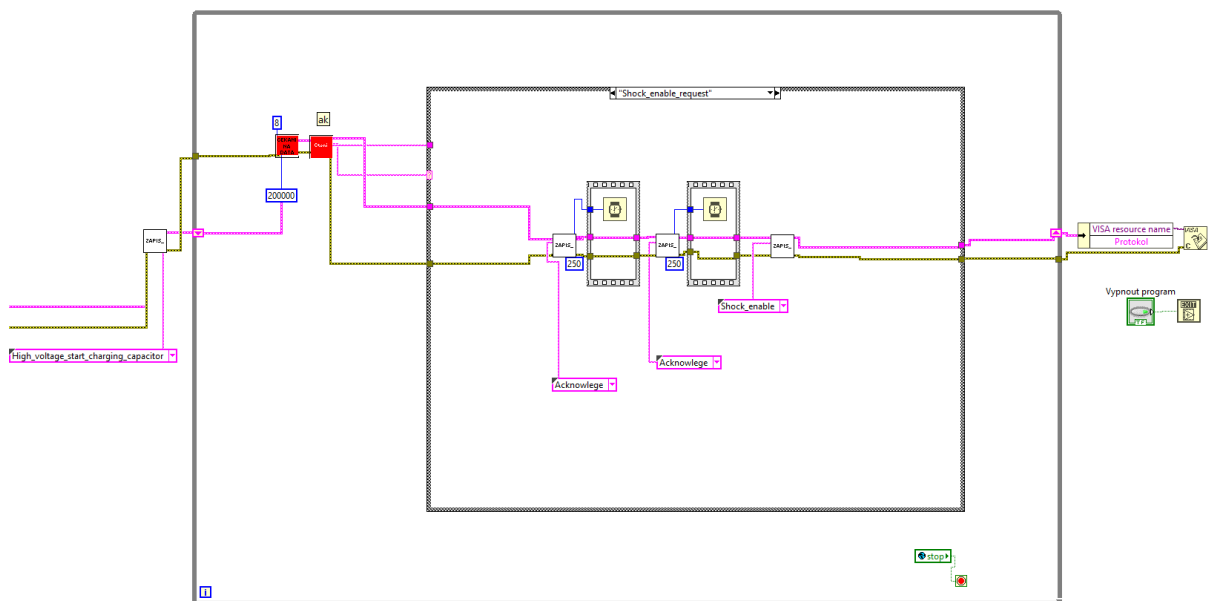
Příloha VI: Schéma funkčního defibrilačního přístroje



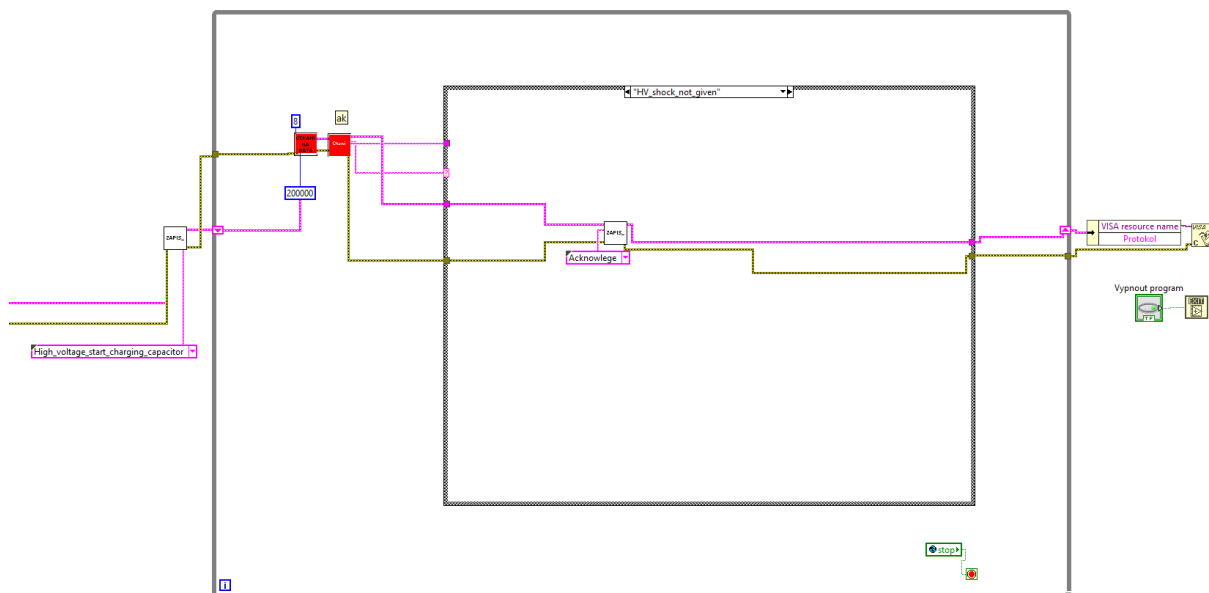
Příloha VII: Parametry nastavení výboje u Manual Paediatric



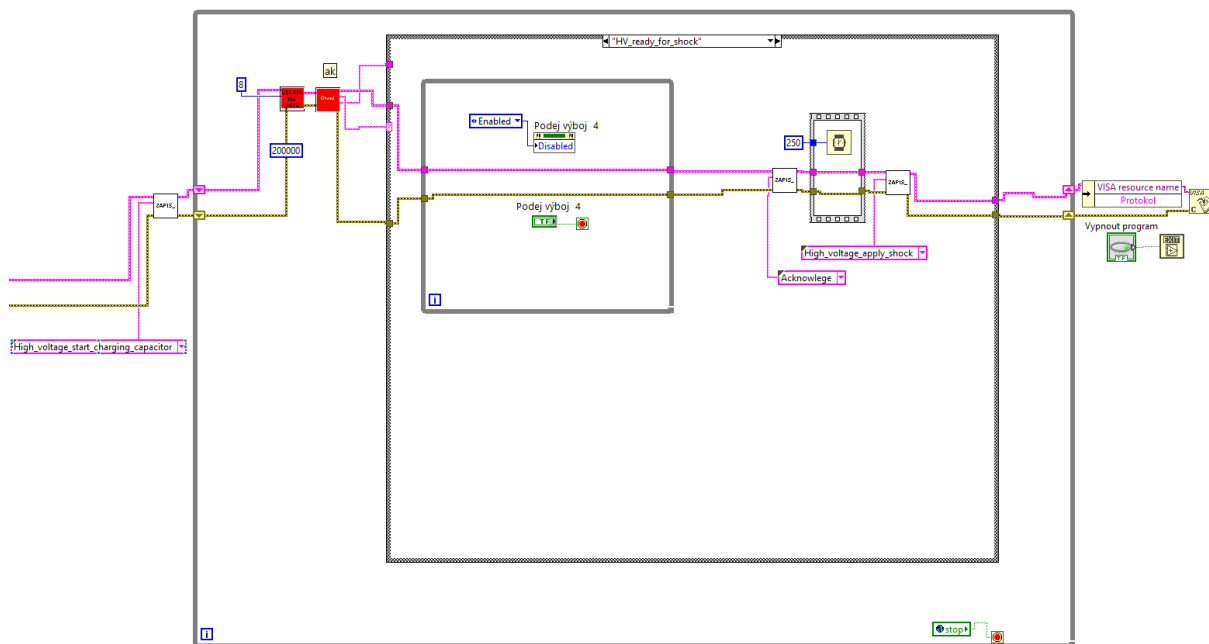
Příloha VIII: Case struktury programu (Acoustic_signal_capacitor_charging)



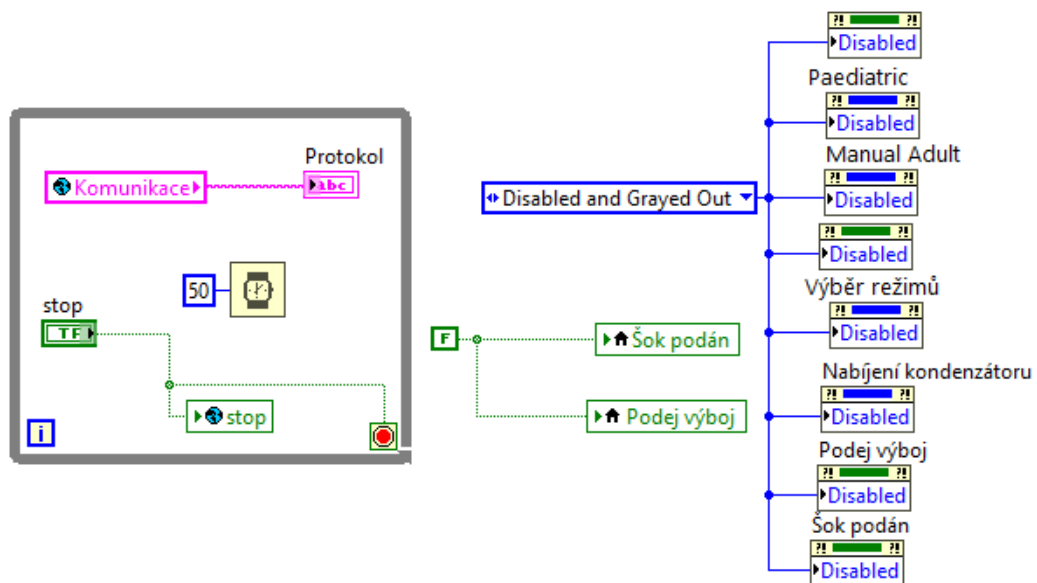
Příloha IX: Case struktury programu (Shock_enable_request)



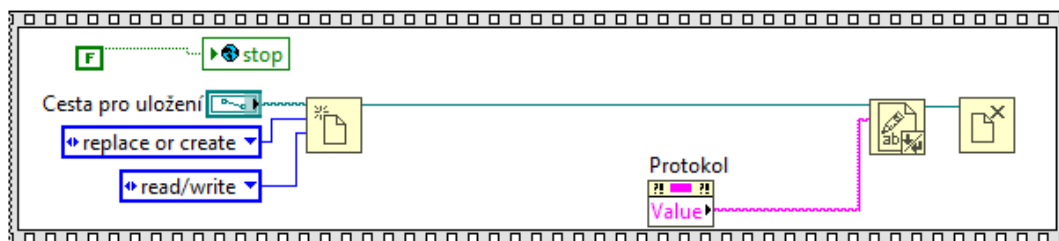
Příloha X: Case struktury programu (HV_shock_not_given)



Příloha XI: Case struktury programu (HV_ready_for_shock)



Příloha XII: Definování počátečních podmínek



Příloha XIII: Cesta k uložení

```

Defibrillator CS4056
Flush OK
TX:_ High_voltage_discharge_capacitor FC000B15F252FD

RX: Acknowledge Payload: 00
TX:_ Stand_by FC000705AE05FD

RX: Acknowledge Payload: 00
TX:_ Wake_up FC0007000B55FD

RX: Acknowledge Payload: 00
RX: DSP_restarted []
TX:_ Acknowledge FC000200FEDEAAFD
TX:_ Make_selftest FC00071002002065FD

RX: Acknowledge Payload: 00

RX: Result_of_selftest Payload: 00 02 00 00 47 01 00 []
TX:_ Acknowledge FC000200FEDEAAFD
TX:_ Send_ECG_data FC000A005723FD
TX:_ Activate_new_medical_settings FC0007500105080080D376FD |

RX: Acknowledge Payload: 00 Chyba_Visa_READ: VISA Read in Čtení.vi->Nastavení_výboje_neomezené.vi->Laboratorní_defibrilator_poslední_verze.vi

RX: Acknowledge Payload: 00
TX:_ Acknowledge FC000200FEDEAAFD
TX:_ High_voltage_start_charging_capacitor FC000B105702FD

RX: New_medical_settings_active Payload: 01 05 08 00 80 []
RX: Acknowledge Payload: 00

RX: Analysis_data_analysis_reset Payload: 01 00 00
[]

RX: Analysis_data_analysis_reset Payload: 01 00 00
[]

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 00
1
TX:_ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 00
1
TX:_ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 01
1
TX:_ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 02
1
TX:_ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 03
1
TX:_ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Analysis_data_analysis_reset Payload: 01 00 00
[]

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 04
1

```

Příloha XIV: Zobrazení části komunikace s modulem

```

TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 05
1
TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 06
1
TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 07
1
TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 08
1
TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 09
1
TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Acoustic_signal_capacitor_chaging Payload: 0A
1
TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD

RX: Shock_enable_request
!
TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD
TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD
TX: _ Shock_enable FC000A259057FD

RX: Analysis_data_analysis_reset Payload: 01 00 3D
[]

RX: Analysis_data_analysis_reset Payload: 01 00 3C |
[]

RX: Analysis_data_analysis_reset Payload: 01 00 3C
[]

RX: Acknowledge Payload: 00

RX: HV_ready_for_shock []
TX: _ Acknowledge FC00F0E1FD
TX: _ High_voltage_apply_shock FC000B006610FD

RX: Analysis_data_analysis_reset Payload: 01 00 3C
[]

RX: Analysis_data_analysis_reset Payload: 01 00 3C
[]

RX: Acknowledge Payload: 00

RX: HV_shock_given []5

RX: Analysis_data_voltage_protocol Payload: 00 00 0E 12 16 18 1A 1B 1C 1C 1C 1D 1D 1D 1D 1D 1D 1D 1D
5

RX: Analysis_data_voltage_protocol Payload: 1D 1C 1C 1C 1C 1C 1C 1C 18 15 0F 00 00 00 00 00 00 00
5

```

Příloha XV: Zobrazení části komunikace s modulem 2